

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Jana Chorváthová

**Vliv ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze
hemiparetických pacientů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Olomouc 2015

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů

Název práce v AJ: The effect of treatment of soft tissue on the sole of the gait pattern in hemiparetic patients

Datum zadání: 31. 1. 2014

Datum odevzdání: 18. 5. 2015

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Jana Chorváthová

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Oponent práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá vlivem ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů. Přehled teoretických poznatků shrnuje biomechanické předpoklady chůze, krokový cyklus, časoprostorové charakteristiky, centrální mechanismy řízení chůze a charakteristiku hemiparetické chůze. Dále pojednává o noze a měkkých tkáních na úrovni nohy vztahmo k funkci. Praktická část je zaměřena na objektivizaci vlivu manuálního ošetření měkkých tkání plosky na parametry hemiparetické chůze. Do měření bylo zapojeno celkem 11 osob. Efekt byl hodnocen s využitím chodícího pásu se zabudovanou silovou plošinou Zebris® a funkčního testu TUG. Na základě výsledků měření nelze zaujmout stanovisko pro jednoznačné tvrzení. Největší účinek byl pozorován na funkčním testu TUG po bilaterálním ošetření plosek paretické i neparetické dolní končetiny, který ovšem nebyl objektivní metodou měření potvrzen. Patrná byla větší variabilita časoprostorových parametrů po jednostranném ošetření měkkých tkání plosky v porovnání s ošetřením oboustranným.

Abstrakt v AJ: The diploma thesis focuses on the effect of treatment of soft tissue on the sole on gait pattern in hemiparetic patients. Theoretical overview summarizes knowledge about walk biomechanical prerequisites, gait cycle, spatiotemporal characteristics, central mechanisms and hemiparetic gait characteristics. It also deals with foot and sole soft tissue in relation to their function. The practical investigates and objectifies the effect of manual treatment of soft tissue of the sole on the hemiparetic gait pattern. 11 people took part in the measurement. The effect was evaluated using a treadmill with an integrated Zebris® force platform and the TUG functional test. The greatest effect was observed on the TUG test after bilateral treatment of the paretic and non-paretic lower limb. However, this was not confirmed by objective method measuring. Greater spatiotemporal variabilities are evident after a unilateral sole soft tissue treatment compared to the bilateral sole soft tissue treatment.

Klíčová slova v ČJ: měkké tkáně, chodidlo, kožní stimulace, noha, hemiparetická chůze, exterocepce

Klíčová slova v AJ: soft tissue, plantar, cutaneous stimulation, foot, hemiparetic gait, exteroceptive

Rozsah: 86 stran včetně příloh/12 stran příloh

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 18. května 2015

podpis

Poděkování

Děkuji Mgr. Veronice Kristkové za cenné připomínky a rady při odborném vedení diplomové práce, dále Mgr. Janě Zapletalová, Dr. za statistické zpracování dat.

OBSAH

ÚVOD	1
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
1.1 CHŮZE.....	10
1.1.1 Biomechanika chůze a biomechanické předpoklady	10
1.1.2 Krokový cyklus	11
1.1.3 Časoprostorové charakteristiky chůze	15
1.1.4 Centrální mechanismy řízení chůze	16
1.1.5 Neurofyziologická charakteristika hemiparetické chůze.....	17
1.1.6 Patologické mechanismy hemiparetické chůze	18
1.1.7 Paradoxy spastické chůze	19
1.2 MĚKKÉ TKÁNĚ.....	20
1.2.1 Aférentace.....	21
1.2.2 Exterocepce.....	22
1.3 NOHA.....	23
1.3.1 Foot core systém	24
1.3.2 Fylogeneze nohy	24
1.3.3 Kinetika krokového cyklu na úrovni nohy	25
1.3.4 Měkké tkáně nohy ve vztahu k funkci	26
1.4 SOMATOSENZORIKA.....	28
2 CÍLE A HYPOTÉZY	29
3 METODIKA	31
3.1 CHARAKTERISTIKA EXPERIMENTÁLNÍ SKUPINY	31
3.2 PRŮBĚH MĚŘENÍ	31
3.3 TESTY	32
3.3.1 Berg Balance Scale (BBS).....	32
3.3.2 Timed Up and Go Test (TUG).....	32
3.3.3 Modifikovaná Ashwortova škála (MAS)	33
3.4 MĚŘENÍ POMOCÍ SYSTÉMU ZEBRIS® FDM-T	33
3.5 OŠETŘENÍ MĚKKÝCH TKÁNÍ.....	36
3.6 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	36
4 VÝSLEDKY	38
4.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 1.....	38
4.1.1 Testování hypotézy H ₀₁	38
4.1.2 Testování hypotézy H ₀₂	39
4.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 2.....	40
4.2.1 Testování hypotézy H ₀₃	40
4.2.2 Testování hypotézy H ₀₄	45
5 DISKUZE	48
5.1 DISKUZE K VÝBĚRU PROBANDŮ.....	50
5.2 DISKUZE K PRŮBĚHU MĚŘENÍ	51
5.3 DISKUZE K TERAPEUTICKÉ INTERVENCI.....	54
5.4 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE 1	54

5.4.1 Diskuze k hypotéze H_01	54
5.4.2 Diskuze k hypotéze H_02	55
5.4.3 Shrnutí hypotéz H_01 , H_02	56
5.5 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE 2.....	57
5.5.1 Diskuze k hypotéze H_03	57
5.5.2 Diskuze k hypotéze H_04	59
5.5.3 Shrnutí hypotéz H_03 , H_04	59
5.6 LIMITY PRÁCE	59
ZÁVĚRY	61
REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
SEZNAM ZKRATEK.....	71
SEZNAM OBRÁZKŮ	72
SEZNAM TABULEK A GRAFŮ	73
SEZNAM PŘÍLOH.....	74
PŘÍLOHY.....	75

ÚVOD

Schopnost chůze je ve více než 80% pacientů po cévní mozkové příhodě narušena (Wevers et al., 2009, p. 2450). Hemiparetická chůze po cévní mozkové příhodě patří mezi nejvíce zkoumané neurologické poruchy chůze (Meyer, 2002, p. 3). Dysfunkce se projevuje výrazným asymetrickým deficitem se zapojením globálních synergistických vzorů na úkor selektivní kontroly jednotlivých pohybů. Léze centrální nervové soustavy často vedou k abnormálním pohybovým vzorům, ke změnám časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, snižování rychlosti chůze a ke změně poměru stojné a švihové fáze krokového cyklu.

Podkladem diplomové práce byly teoretické znalosti vlivu somatosenzorické informace z chodidel na řízení posturální stability, která je nezbytnou součástí pro fyziologické uskutečnění mechanismu chůze. Existuje několik vědeckých studií, které se zabývají ovlivněním posturální stability aplikací různých podnětů na plosku nohy. Na základě vlastní rešerše nebyla nalezena žádná experimentální studie zabývající se vlivem ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze u hemiparetických pacientů.

Nohy představují nejdůležitější vstup pro taktilní vnímání, a proto změny jejich citlivosti mění celkové chování jedince. Změna exterocepce nohy znamená změnu schopnosti reakce během chůze a stoje. Jak při stoji, tak při chůzi je třeba dbát o aktivitu chodidel.

Měkké tkáně dokonale obklopují pohybovou soustavu a jejich význam pro pohyb lokální, tak globální, je často opomíjen. Disharmonie jednotlivých vrstev významně omezuje aktivní i pasivní pohyb, proto je jeho obnovení terapeuticky významné. Je zřejmý vztah struktury a funkce. Organismus je tvořen strukturou a na ní se odehrává funkce. Tato funkce je zpětně ovlivňována strukturou, na které se realizuje. Řídicí systém, pro splnění určitého cíle, analyzuje konkrétní situaci, o které je informován aferentací a následně spouští příslušný motorický program.

Cílem práce je objektivně zhodnotit zda a jakou mírou ovlivní ošetření měkkých tkání plosky pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů. Kromě hodnocení časoprostorových charakteristik chůze je hodnocen i funkční stav jedince. Výsledky byly srovnány se studiemi odborných zahraničních časopisů z dostupných internetových zdrojů. Periodika byla vyhledávána zejména přes databáze MEDLINE, EBSCO, Web of Science a PubMed. Vyhledávací období probíhalo od dubna 2014 do května 2015. Z českých periodik byla zahrnuta - Rehabilitace a fyzikální lékařství a Neurologie pro praxi. Kritéria pro výběr článků byly dokumenty v českém a anglickém jazyce týkající se dané problematiky vymezené cíly

práce a přístupnost fulltextů. Použito bylo 56 cizojazyčných a 12 českých zdrojů. V rámci rešeršní strategie byla využita kombinace klíčových slov: měkké tkáně, chodidlo, kožní stimulace, noha, hemiparetická chůze, exterocepce.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na podkladě fylogeneticky fixovaných principech. Jde o komplexní funkci, v níž se mohou projevit poruchy pohybového aparátu či nervové soustavy (Kolář, 2010, s. 48).

Bezpečná chůze je možná jen při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i v pohybu. Za předpokladu pevné opory je centrální nervový systém (CNS) schopen zajistit stabilizaci svalovým aparátem v místě kontaktu s opornou bází tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Pro udržení polohy a pohybu je zapotřebí působení antigravitačních sil. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed. Švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitační silou při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou končetinou (Véle, 2006, s. 347).

Antigravitační svalová podpora a kloubní mobilita jsou podmínky pro hladký průběh chůze a adekvátní motorické řízení pro přesun váhy těla z jedné končetiny na druhou (Rose, Gamble, 2006, p. 165).

Z analýzy chůze vyplývá, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky dle určitého časového pořádku (timing). Zapojuje celý pohybový systém dle potřeb přizpůsobení vlastnostem terénu (Véle, 2006, s. 348).

1.1.1 Biomechanika chůze a biomechanické předpoklady

Některými autory je chůze popisována jako řízený pád, kdy tělo padá vpřed ze stabilní pozice zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu. Lokomoční proces chůze je cyklicky se opakující pohybový program. Krokový cyklus popisuje charakteristiky chůze jednotlivých fází, které se mohou průběžně měnit vlivem vnějších podmínek, změny rychlosti nebo směru chůze (Gage, 1991, p. 63).

Stabilní postura je pro chůzi základním předpokladem. Pro udržení působení tíhové síly v průmětu opěrné báze dominují svalové skupiny hlezna. Požadavky pro udržení dynamické stability se během chůze mění. Těžiště se během krokového cyklu přechodně dostává před opěrnou bází a vzniká stav kontinuální nerovnováhy. Dynamická stabilita hlavy, horních končetin a trupu je zajištěna především činností svalů pánve (Massion, Woollacott, 1996, pp. 11-15). Rovnovážná chůze je možná za dodržení podmínek, jež popisuje Olney a Richards (1996, pp. 136-148):

1. stabilita vzpřímeného trupu, hlavy a horních končetin nad klouby dolních končetin,
2. opora segmentů končetin během stojné fáze,
3. dostatečná elevace nohy během švihové fáze,
4. přísun energie po dobu chůze se současným zachováním mechanické energie.

1.1.2 Krokový cyklus

Během chůze je vzpřímená postura střídavě zajištěna oporou jedné nebo druhé dolní končetiny. Při pohybu vpřed přes stojnou dolní končetinu (DK) je druhá dolní končetina ve fázi švihové, mimo kontakt s opěrnou plochou. Během střídání stojné fáze mezi pravou a levou DK se objevuje fáze tzv. dvojí opory, kdy jsou obě končetiny ještě v kontaktu s opěrnou plochou. Při narůstající rychlosti se doba dvojí opory zkracuje, až vymizí. Objevuje se tzv. letová fáze charakteristická pro běh. Celý krokový cyklus (KC) je definován výskytem stojné a švihové fáze jedné končetiny následujících po sobě. Takzvaným dvojkrokem (Whittle, 2007, p. 54).

Stojná fáze

Stojná fáze je zahájena kontaktem paty švihové končetiny s opornou plochou, která je postupně rozšiřována z paty na plantu a nožní klenbou je dynamicky uchopována členitá plocha oporné báze, aby byla zajištěna pevná opora pro působení reakční síly.

Končetina původně brzdící pád se stává končetinou opornou. Navazuje dopředný pohyb doprovázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporné končetiny se stává odrazová, která je zdrojem propulzní síly. Tato fáze končí odvinutím palce a oporná končetina se stává končetinou švihovou (Véle, 2006, s. 350).

Při průměrné rychlosti chůze stojná fáze zaujímá 60% a švihová 40% krokového cyklu. Při pomalé chůzi však může stojná fáze dosahovat i více než 70% a švihová méně než 30% (Trew, Everett, 1997, p. 157). Stojnou fázi KC lze dále dělit:

Initial contact je okamžik prvního kontaktu chodidla s podložkou. Pata se stává středem otáčení, kolem kterého se pohybuje tibie a ostatní segmenty chodidla. Dorzální flexory udržují hlezenní kloub v neutrálním postavení, m. quadriceps femoris excentricky brzdí flexi v kolenním kloubu, při čemž kontrakce extenzorů kyčelního kloubu zamezuje dalšímu zvětšování flexe v kyčelním kloubu. Trup je držen vzpřímeně aktivitou m. erector spinae a pánev rotována vpřed (Whittley, 2007, p. 66). Během této fáze těžiště těla dosahuje

nejnižšího bodu. Jde o nejstabilnější část KC. Gage (1991) tuto fázi označuje jako dvouoporovou.

Loading response je definováno jako interval, během kterého ploska chodidla přichází do kontaktu s podložkou a hmotnost těla je přebírána stojnou končetinou. Hlezenní kloub zahajuje pasivní plantární flexi. Excentrická aktivita dorzálních flexorů zabraňuje nekontrolovanému položení chodidla. V supinovaném subtalárním kloubu dochází k pronaci, která vyvolá tzv. pantovým mechanismem addukci talu s vnitřní rotací bérce. Dochází k flekčnímu pohybu kolenního kloubu, který se před počátečním kontaktem nacházel téměř v plné extenzi. Pronační postavení subtalárního kloubu a relativní supinace tranzverzotarzálního kloubu působí minimální stabilitu tranzverzotarzálního skloubení. Tato maximální volnost umožňuje přizpůsobení plosky povrchu. Kombinace flexe kolenního kloubu, plantární flexe nohy a pronační postavení zánoží má význam především pro tlumení nárazu během došlapu na kterém se excentricky podílí antagonisté pohybu. V kyčelním kloubu pokračuje pohyb do extenze a pánev je rotována ke straně budoucí opory, tedy do vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 53; Whittle, 2007, p. 67).

Mid-stance je období střední opory, kdy švihová končetina mívá končetinu stojnou. Při dosažení plného kontaktu plosky se hlezenní kloub nachází v plantární flexi a probíhá v něm „pasivní“ dorziflexe. V subtalárním kloubu je zahájen pohyb do supinace, který je vyvolán částečným přesunem zatížení na předonoží a částečným odlepením paty. Dochází k uzamčení a zpevnění kalkaneokuboidního skloubení a k maximální stabilizaci tranzverzotarzálního kloubu. Noha se stává pevnou pákou pro realizaci odrazu tahem m. triceps surae. Kolenní kloub po dosažení maximální flexe v rámci oporné fáze zahajuje extenzi, která je spojena se zevní rotací bérce s abdukci talu. V kyčelním kloubu dále pokračuje pohyb do extenze (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 55; Whittle, 2007, p. 70).

Terminal stance. V období aktivního odrazu probíhá aktivní plantární flexe kloubu hlezenního, jež je výsledkem aktivity především m. triceps surae. V subtalárním kloubu pokračuje supinace i vlivem m. triceps surae. Supinace zánoží, relativní pronace přednoží, tah m. peroneus longus a tah plantární aponeurózy vedou ke zpevnění tranzverzotarzálního kloubu a vytvoření pevné páky nohy přes kterou se plně uplatňuje tah lýtkových svalů. V kolenním kloubu je dosažena maximální extenze v rámci KC a poté se opět zahajuje flexe. Kyčelní kloub dosahuje nulového postavení a dále pohyb probíhá do extenze.

Pre-swing. Pokračuje plantární flexe v hlezenním kloubu, v kloubu subtalárním supinace a relativní pronace v kloubu tranzverzotarzálním. Kolenní kloub pokračuje v dříve

zahájené flexi a po dokončení maximální extenze v kyčelním kloubu je zahájena rychlá flexe (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 55).

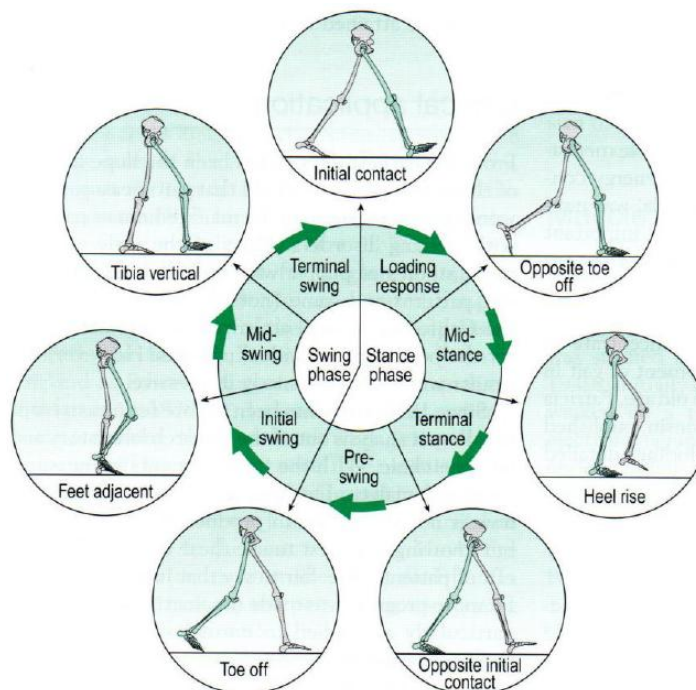
Švihová fáze

Do švihové fáze Whittle (2007) řadí **Initial swing**, **Mid-swing** a **Terminal swing** jež je zahájena zvednutím špičky a ukončena dalším iniciálním kontaktem.

Švihová končetina se chová jako složené kyvadlo. Na začátku dochází ke zrychlení dolní končetiny a po přenesení těžiště těla před bázi opory ke zpomalení (Gage, 1991, p. 61).

V kyčelním kloubu probíhá flexe, v kolenním pokračuje pohyb do flexe, který v první polovině přechází v pohyb do extenze, takže v okamžiku kontaktu paty je koleno v téměř plné extenzi. Hlezenní kloub zpočátku pokračuje v plantární flexi, ale postupně přechází v pohyb do dorziflexe a v období mid-swing dosáhne zhruba nulového postavení a je tak připravena na kontakt s podložkou. Po počáteční zevní rotaci femuru a pánve na téže straně dochází ke změně rotace na vnitřní v okamžiku, kdy začne kontralaterální polovina pánve a femur stejně dolní končetiny rotovat zevně (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 56). Obrázek 1. demonstruje fáze krokového cyklu.

Obr. 1 Fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32)



Kinetika krokového cyklu

Dle Newtonových zákonů lze pohyb vyvolat pouze působením síly. V případě bipedální lokomoce je do analýzy zahrnuta síla (resp. moment síly) svalů dolních končetin jako síla vnitřní a reakční síla podložky, setrvačnost a tíhová síla (případně tření) jako síla vnější. Bipedální lokomoce člověka je umožněna především prací svalů jeho dolních končetin, které pracují v oporné fázi v uzavřeném řetězci. Svaly trupu a horních končetin se podílí na lokomoci omezeně, přispívají pouze svojí setrvačností. Bez kontaktu s okolím nemohou práci udělit celému systému těla kinetickou energii nutnou ke změně polohy v prostoru. Změnu polohy jsou schopny vyvolat pouze vnější síly, k nimž patří reakční síla podložky, která vzniká jako reakce na sílu svalů působících v uzavřeném řetězci segmentů sevřených mezi podložkou a těžištěm. Ve fázi švihové svaly pracují v otevřeném řetězci a udělují pouze zrychlení volným segmentům, čímž ovlivňují např. frekvenci kroků a podílejí se na rovnovážných reakcích. Skutečnou lokomoční práci v uzavřeném řetězci při oporné fázi KC, vykonávají především plantární flexory v hlezenním kloubu. Z hlediska celé dolní končetiny působí extenzi ve smyslu napřímení, takže mají vlastně extenční funkci.

Svaly lýtka jsou aktivní během odrazu v druhé polovině oporné fáze, extenzory kyčelního kloubu na začátku oporné fáze po dopadu paty na podložku. Obě skupiny pracují v uzavřeném řetězci a udělují zrychlení těžišti těla. Flexory kyčelního kloubu udělují zrychlení pouze švihové dolní končetině, z hlediska celého segmentového systému ke zvýšení kinetické energie nepřispívají. Podle Gage získává těžiště těla kinetickou energii hlavně ze dvou zdrojů. První představuje setrvačnost švihové dolní končetiny, která získala energii ze zrychlení uděleného flexory hlezenního a kyčelního kloubu v předešlém období odrazu a druhý zdroj je zrychlení udělené extenzory kyčelního kloubu nové stojné dolní končetiny (Gage, 1991, p. 66).

Probíhal-li by švih končetiny pouze volným kyvadlovým pohybem s neměnnou délkou kyvu a dobou trvání nebylo by možné měnit frekvenci kroků a rychlost chůze. Proto je funkce svalů zrychlující nebo zpomalující pohyb švihové dolní končetiny tak důležitá. Práce svalů uděluje prostřednictvím reakční síly těžišti těla určitou kinetickou energii a vzhledem k poměrně vysoké poloze těžiště nad podložkou má i poměrně velkou energii potenciální. Výška těžiště se během KC mění. Nejvýše je v období střední opory, nejnižší ve fázi dvojí opory. V grafickém znázornění mají křivky těchto dvou energií průběh opačných sinusoid. Z hlediska energetické ekonomiky chůze je žádoucí co nejvíce omezit přeměny energie. Důležitým faktorem je omezení změn výšky těžiště díky rotaci pánve ve třech rovinách a

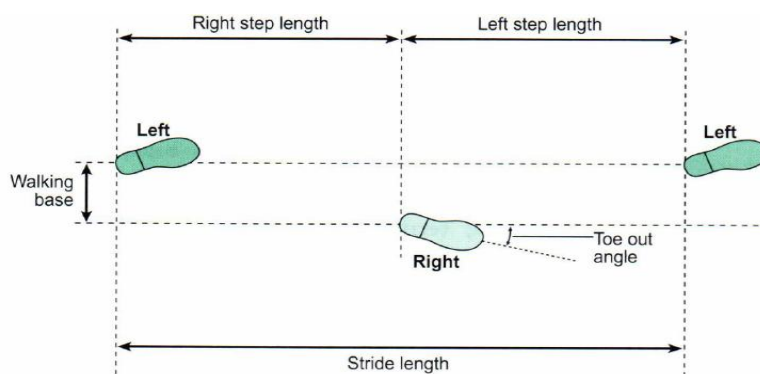
koordinovanými pohyby v kloubech kyčelních a kolenních. Je-li vlivem nemoci některý z pohybů omezen, či znemožněn, dochází k navýšení energetické náročnosti chůze a k přetěžování ostatních kloubů, ve kterých je pohyb kompenzačně zvýšen (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 56-59).

1.1.3 Časoprostorové charakteristiky chůze

Postupné časové změny a prostorové změny jsou charakteristiky vztahující se k dějům KC, především k zahájení a ukončení stojné fáze. Důležitou veličinou ovlivňující časoprostorové charakteristiky je rychlost chůze (walking velocity). Rychlost chůze je rychlost lineárního pohybu těla v prostoru. Je rovna násobku délky kroku a frekvence, vyjádřena v centimetrech za vteřinu nebo v metrech za minutu. Smidt (1990, p. 67) udává, že rychlost chůze je funkcí délky a času KC. Je v úzkém vztahu se změnou kloubních rozsahů, reakční silou opěrné plochy, délkou KC a energetickou spotřebou. Maximální rychlost udává 3,6 m/s a průměrnou rychlost 1,35 m/s. Během normální chůze se délka prodlužuje současně s navyšujícím se počtem kroků v daném čase. S narůstající délkou kroku se rychlost provádění jednotlivých kroků zvyšuje, z čehož plyne, že rychleji provedený krok je zároveň nejdelší, ačkoli by se mohlo zdát, že časově nejrychlejší musí být krok nejkratší (Whittle, 2007, pp. 56-57).

Délka kroku (step length) je vzdálenost zvoleného bodu jedné nohy ke stejnému bodu nohy druhé. Průměrná délka jednoho kroku u mužů je 74 cm a u žen 64 cm. Délka dvojkroku (stride length) je definována jako longitudinální vzdálenost od počátečního kontaktu jedné nohy po opětovný počáteční kontakt té samé nohy. Šířka kroku (step width) je kolmá vzdálenost za sebou následujících poloh středů patních kostí vzhledem ke středové ose v sagitální rovině (viz. Obrázek 2.). Někdy bývá označována jako kroková báze (Whittley, 2007, p. 55).

Obr. 2 Prostorové charakteristiky chůze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 34)



1.1.4 Centrální mechanismy řízení chůze

Existuje řada vzorců chování, obvykle stereotypního charakteru, nevyžadující vědomou kontrolu, probíhající bez účasti mozkové kůry. Za takový vzorec chování je považována i lokomoce. Usuzovalo se, že rytmické lokomoční pohyby, dopředu směřující flexe končetiny následovaná dozadu směřující extenzí, jsou výsledkem cyklického řetězce reflexních dějů. Dle této představy se lokomoce udržuje v chodu cyklickou aktivací flexorů a extenzorů z proprioceptorů (Králíček, 2011, s. 107).

Současné poznatky poukazují, že rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin, na níž je založen lokomoční pohyb, může probíhat bez zmíněné zpětnovazebné signalizace z periferie, a nemá tudíž reflexní charakter. Předpokládá se, že celý pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který je označován jako centrální motorický program. Je zakódován v paměti neuronální sítě, nazývány autory jako centrální generátory vzorce pohybu - Central Pattern Generators (Králíček, 2011, s. 107; Latash, 1998, p. 173).

Central Pattern Generators (CPGs) se nachází ve spinální míše samostatně pro každou končetinu. CPGs jsou nejspíše aktivovány signály vycházejícími z jisté oblasti retikulární formace středního mozku, označované jako mezencefalická lokomoční oblast. Toto centrum určuje charakter lokomoce, zda půjde o chůzi či běh. Do centrálních generátorů jsou přiváděny informace z vestibulárních, částečně zrakových receptorů a zřejmě i ostatních struktur CNS. Nezanedbatelná je i aferentní signalizace z končetinových proprioceptorů (Latash, 1998, p. 173). Lokomoce savců je založena na rytmické generaci aktivity těchto spinálních generátorů. Motorický kortex modifikuje tyto synergie během komplexních požadavků každodenní chůze. Nutno podotknout, že přítomnost CPGs u lidí je stále nepřímá a založena na studiích provedených na zvířatech, u kterých je aktivita méně závislá na supraspinálních vlivech (Verma, Narayan, Garg, 2012, p. 15).

CPGs podle autora zajišťují tři typy buněk. První dva typy buněk se navzájem ovlivňují, potlačují aktivitu jiného typu a zajišťují aferentní výstup pro výkonný aparát, např. motoneurony svalů zapojených do lokomoce. Předpokládá se, že jsou tyto buňky rychle vyčerpatelné či inaktivovány z jiných důvodů, po krátké době trvání vysoké aktivity. Jinak řečeno, je-li jedna skupina buněk vysoce aktivní, působí inhibičně na jinou skupinu buněk. Po chvíli dojde k vyčerpání a inaktivaci buněk skupiny první a druhý typ buněk se dostává z inhibičního vlivu první skupiny. A stává se aktivní. Tento cyklus pokračuje, dokud podnět z vnějšího prostředí obě skupiny neinaktivuje. Neurony třetí skupiny zřejmě inhibují či

excitují buňky zmíněných dvou skupin a zároveň usměrňují vzájemné působení, čímž kontrolují chování celého systému (Latash, 1998, p. 173).

Bylo řečeno, že lokomoce není primárně reflexního původu, přesto však je aferentní signalizace z končetinových proprioreceptorů důležitá. Je-li vyřazena, je cyklus lokomočních pohybů silně alterován a zpomalen. Proto se usuzuje, že úkolem je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce tak, aby výsledný lokomoční pohyb byl sladěn s terénem, po kterém se uskutečňuje (Králíček, 2011, s. 107).

1.1.5 Neurofyziologická charakteristika hemiparetické chůze

Hemiparetická chůze je prováděna se zapojením globálních synergistických vzorů na úkor selektivní kontroly jednotlivých pohybů. Vyskytují se dva typy synergistických vzorů. Synergistické kontrakce m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus vedoucí k masovému extenčnímu vzoru během stojné fáze a flexory kyčelního, kolenního a dorziflexory hlezenního kloubu vedou k masivnímu flekčnímu vzoru během fáze švihové (Verma, Narayan, Garg, 2012, pp. 15-16).

Spasticita patří mezi nejvýznamnější problémy u nemocných s centrální poruchou hybnosti. Nutno uvažovat jednak fázicky podmíněnou spasticitu, ale taky rychlostně nepodmíněnou neurogenní spasticitu, změny viskoelastických vlastností myofasciálního komplexu. To vše provází hypotonie některých svalových skupin. Konkrétní svalová skupina může být hypotonická i hypertonická při různých pohybových úlohách a distribuce svalového tonu se pak může dramaticky lišit. Klíčovým je časoprostorový kontext konkrétní pohybové úlohy a její fáze. Je rozvrácen plynulý nábor a frekvenční modulování aktivity motorických jednotek a tím časování aktivace relaxace svalů během výkonu. Výsledkem je abnormální svalová koaktivace a narušení provedení izolovaných pohybů (Meyer, 2002, s. 62).

Větší kokontrakce agonistických a antagonistických svalů hlezenního a kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu. Tyto adaptační mechanismy mohou umožnit bezpečnější a stabilnější chůzi jako kompenzace redukované sensorické informace z hlezenního kloubu.

Balanční dysfunkce je další nezbytnou neurofyziologickou součástí participující na posturální kontrole. Zahrnuje sensorická aferentní vlákna, pohybové strategie, biomechanické omezení, kognitivní zpracování a vnímání vertikality (Verma, Narayan, Garg, 2012, pp. 15-16).

1.1.6 Patologické mechanismy hemiparetické chůze

Charakteristiky dle Gage (Whittle, 2007):

- ztráta selektivní kontroly,
- závislost na primitivních pohybových vzorech,
- abnormální svalový tonus,
- relativní nerovnováha mezi agonisty a antagonisty,
- ztráta obranných reakcí.

Léze CNS často vedou k abnormálním pohybovým vzorům, ke změnám časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, snižování rychlosti chůze a ke změně poměru stojné a švihové fáze krokového cyklu. Jsou přítomny abnormality spojené s komplexním patologickým pohybovým vzorem zahrnující spastickou a paretickou komponentu, poškození sensorické kontroly a mechanické změny ve svalech a kloubech (Schroeder et al., 1995, p. 25; Meyer, 2002, pp. 5-6). Typickou, hemiparetickou chůzi nelze popsat z důvodu individuální kombinace těchto patologických komponent zastoupených u každého jednotlivého pacienta.

Hemiparetická chůze je často pomalejší, energeticky náročnější s nekoordinovanými pohyby končetin. Časoprostorová asymetričnost se projevuje nižší průměrnou rychlostí chůze a mění se v závislosti na poškození, časovém intervalu po cévní mozkové příhodě (CMP) a na věku osoby.

Nedostatečná opora na jedné dolní končetině a nekontrolovaný dopředný pohyb jsou základní parametry vedoucí k asymetrii. Asymetričnost chůze zahrnuje zkrácení stojné a prodloužení švihové fáze paretické dolní končetiny. Chybí bilaterální symetrie délky kroku. Větší délku kroku lze pozorovat na paretické dolní končetině.

Dále lze pozorovat sníženou rychlost chůze, kratší vzdálenost stride length a kratší dobu trvání krokového cyklu. Stojná fáze je kratší a švihová fáze je prodloužena na paretické dolní končetině ve srovnání se zdravými jedinci. Kompenzací těchto změn je nárůst doby stojné fáze a zkrácení doby švihové fáze na neparetické dolní končetině.

Doba trvání dvojí opory a stojné fáze obou dolních končetin je delší u hemiparetických pacientů ve srovnání se zdravými jedinci. Asymetrie neafektované strany nastává v důsledku kompenzačních a adaptačních mechanismů. Tato asymetrie vede k nepřiměřenému nárůstu energetického výdeje, pádům, přetěžování kloubů, deformitám a bolesti (Verma, Narayan, Garg, 2012, p. 17).

Průměrná rychlost chůze u hemiparetiků je v rozmezí 0,23 – 0,73 m/s v porovnání s přibližně 1,3 m/s u zdravých jedinců. Rychlost chůze zdravé populace je závislá na době trvání stojné fáze a nezávislá na době trvání švihové fáze. Hemiparetická chůze je závislá na době trvání stojné i švihové fáze. Redukovaná rychlost je důsledkem neschopnosti provedení rychlé švihové fáze paretickou dolní končetinou. Během stojné fáze dochází k nedostatečné přípravě hybnosti těla vpřed. Kompenzací těchto změn je prodloužení stojné a zkrácení švihové fáze nealterované dolní končetiny. Perry klasifikovala jako nelimitující sociální lokomoci při rychlosti 0,8 m/s a vyšší. (Giuliani, 1990, p. 254; Meyer, 2002, pp. 5–6, Verma, Narayan, Garg, 2012, p. 17)

Proporcionální změny u hemiparetické chůze se týkají zejména narušení krokové fáze initial swing, převzetí opory paretické dolní končetiny ve stojné fázi kroku. Dochází k redukci kinetické energie paretické dolní končetiny ve fázi toe-off díky nedostatečné aktivitě plantárních flexorů a flexorů kyčelního kloubu. Doba trvání se prodlužuje a maximální flexe kolenního kloubu se snižuje. Energetické nároky pro udržení vzpřímeného držení trupu během pre-swing a swing jsou nepřiměřeně vysoké v důsledku kompenzační elevace pánve, která umožňuje švihovou fázi paretické končetiny bez dostatečné flexe kolenního kloubu. Kinetická energie neparetické dolní končetiny se ve fázi toe-off zvyšuje a doba švihové fáze se snižuje v důsledku slabosti či špatné balance paretické končetiny během oporné fáze (Enoka, 2008, p. 156). Zmírněním odchylek dochází ke zkvalitnění pohybových funkcí.

1.1.7 Paradoxy spastické chůze

Spasticita je charakterizovaná zvýšením tonických napínicích reflexů v závislosti na rychlosti pohybu se zvýšením fázických reflexů plynoucí z hyperexcitability napínicího reflexu. V popředí je abnormální výkon porušeného motorického programu, rozvrat plynulého náboru a frekvenčního modulování aktivity motorických jednotek.

Příčinou paretické komponenty, svalové slabosti, je snížení počtu aktivních motorických jednotek, narušení plynulého náboru nových jednotek a snížení rychlosti pálení.

Svaly typicky považované za oslabené mohou svou abnormální hyperaktivitou významně deformovat KC a naopak svaly pokládané za hyperaktivní mohou v určitých fázích pohybu být výrazně utlumeny.

Plantigrádní mechanismus citlivě odráží poruchy programování pohybu a je jako jeden z prvních zasažen spasticitou. Dle tradiční představy je m. triceps surae hyperaktivní, blokuje dorsiflexi nohy a přispívá k redukci až k vymizení nášlapu na patu. U CMP studie ukazují na závažné narušení fázové modulace, kdy je svalová skupina oslabena (zejména mm.

gastrocnemii) jak v rámci centrální parézy, tak vůči dorsiflexorům nohy. U spastických pacientů prudce klesá dopředná síla vyvíjená m. triceps surae, což bývá částečně kompenzováno v odrazové fázi abnormální činností flexorů kyčle (Meyer, 2002, pp. 61-66).

Nápadným rysem spastické chůze je omezení flexe v kolenním kloubu během švihové fáze, což narušuje biomechanicky a energeticky iniciaci švihové fáze. Kompenzací je cirkumdukce a pánevní mechanismy. Jako hlavní se nabízí hyperaktivní a spastický m. quadriceps femoris (zejména m. rectus femoris). Při komplexnějších studiích se ukazuje spíše na původ v redukci momentů sil vycházejících z kotníku v důsledku dynamicky slabých plantárních flexorů nohy spolu s oslabením flexorů kyčle (zejména m. iliopsoas) v předšvihové a časné švihové fázi.

Koncentrická aktivace m. iliopsoas v předšvihové fázi je typicky výrazně narušena a oslabena. Podle tradičních představ je m. iliopsoas u spastických nemocných hyperaktivní a to vede ke kontrakturám, které mají za následek mj. antevertzi pánve, flekční postavení a posléze flekční kontraktury v kolenním kloubu. Při podrobných kinematických studiích se ukazuje, že antevertze pánve vykazuje těsnější vztah k dynamickému deficitu extenze v kyčelním kloubu v terminální stojné fázi, než k vlastní kontraktuře iliopsoatu (Meyer, 2002, pp. 61-66).

Další svalová skupina, na kterou je brán zřetel u spastické chůze jsou zejména dlouhá hlava m. biceps femoris a m. semimembranosus. Mají významnou fázově podmíněnou dynamickou funkci v krokovém cyklu extenze kyčle, zejména v předšvihové a časné švihové fázi. Hyperaktivní hamstringy inhibují flexi v kyčli, což má za následek omezení flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi.

Spastické mediální hamstringy a kyčelní adduktory (zejména m. adductor brevis a m. gracilis) jsou často považovány za faktory přispívající k excesivní vnitřní rotaci kyčle. Studie zde ukazují na význam „hyperaktivního“ m. gluteus medius a minimus. Vnitřně rotační moment zejména přední porce m. gluteus medius se zvyšuje s přibývajícím flexí v kyčli. Na druhé straně dynamická slabost m. gluteus medius během fáze jednoduché opory má vztah k deformitám kyčelního kloubu (Meyer, 2002, pp. 61-66).

1.2 Měkké tkáně

Měkké tkáně dokonale obklopují pohybovou soustavu a jejich význam pro pohyb jak lokální, tak globální, je často podceňován. Při každém pohybu se pohybují klouby, svaly, ale současně se musí pohybovat i je obklopující měkké tkáně, a to ve smyslu protažení a vzájemného posouvání (Hanušová, 2005, s. 5). Z empirie je známo, že porucha protažitelnosti a vzájemné posunlivosti jednotlivých vrstev významně omezuje aktivní i pasivní pohyb a jeho

obnovení je terapeuticky významné. Vzájemný vztah struktury a funkce je zřejmý. Organismus je tvořen strukturou a na ní se odehrává funkce. Tato funkce je zpětně ovlivňována strukturou, na které se realizuje (Kolář, Olšanská, 1996, ss. 9-13).

1.2.1 Aferentace

Řídicí systém pracuje na základě programů, které volí a modifikuje podle aktuální situace. Je-li funkce určité součásti pohybového systému oslabena nebo zcela chybí, řídicí systém zvolí jiný postup tak, aby byl zachován původní cíl. Díky této možnosti kompenzace a substituce může organismus plnit své motorické funkce jako celek i při různé míře poškození. Použití „náhradního“ programu ovšem více zatěžuje zbylé části a při nadměrné zátěži dochází k poruše jejich funkce, což je podstatou řetězení. V této koncepci hrají zásadní roli aferentní podněty, přicházející do CNS z periferie, a motorické programy. Řídicí systém pro splnění určitého cíle analyzuje konkrétní situaci, o které je informován aferencí a spustí příslušný motorický program.

Rozhodující součástí motorických programů je v zaujetí a udržení postury. Posturu lze definovat jako aktivní držení segmentů těla řízeného CNS podle určitého programu a realizovaného prostřednictvím pohybového systému v mezích anatomicko-biomechanických principů (Vařeka, Dvořák, 2001, s. 36).

Pochopení funkčních vztahů mezi kůží a ostatními tkáněmi plynou z neurofyziologických souvislostí, což má zásadní význam pro diagnostické a terapeutické postupy využívané ve fyzioterapii. Kožní vnímání spolu s propiocepcí zprostředkovává vztah k prostoru. Kožní aference je vždy integrována s aferencí propioceptivní. Dotykové receptory s propioceptory zprostředkovávají informace, kterými si vytváříme představu o svém těle. Stereognostické vnímání vycházející z integrace kožního a propioceptivního vnímání je základním předpokladem pohybu a při poruše není možný účelový pohyb. Například dokud se u dítěte nevytvoří stereognostické vnímání na noze, není možné opěrné funkce, tj. vertikalizace.

Kožní aferentace k hybnosti se velmi často používá ve fyzioterapii v různých facilitačních technikách. Stejně jako má kožní aference vztah k hybnosti, tak propioceptivní aference se promítá do funkce kůže. Z klinických zkušeností vyplývá, že funkční souvislosti mezi kůží a motorickou funkcí jsou vázány na celkový pohybový vzor. Tím, že kožně-motorické okruhy jsou polysynaptické a uplatňují se prostřednictvím propioceptivně-motorických okruhů, můžeme přes ovlivnění kožní aference dosáhnout motorického důsledku v celkovém motorickém vzoru. Názorně se o tom lze přesvědčit u techniky hlazení, kterou

zavedla Hermachová, kde vidíme, že prostřednictvím jemné exteroceptivní stimulace lze měnit celé držení těla včetně jeho fázických funkcí. Podobně jsou důležitá pozorování při aplikaci Vojtovy techniky, kde lze pozorovat při vyvolání celkového motorického vzoru pomocí stimulace i reakce v oblasti kůže, bude-li proprioceptivně a exteroceptivně drážděna oblast prsní zóny a oblasti linea nuchae, vznikne celková motorická odpověď. Na základě aferentní stimulace vznikají dermografické změny (výraznější potivost v místě svalové aktivity) vyvolané prostřednictvím posturálního programu (Kolář, Olšanská, 1996, ss. 9-13).

1.2.2 Exterocepce

Ačkoli dítě reaguje již v děloze na dotek ruky na matčině břiše, o taktilním vnímání hovoříme až od narození. Na počátku života je celé tělo v přímém kontaktu s oporou, postupně se zdvihají končetiny a zmenšuje se opěrná plocha trupu, až dojde k úplné vertikalizaci. Opora o zem je na malé ploše kontaktu chodidel.

Podle velikosti opěrné plochy lze soudit na přiměřené, snížené nebo zvýšené svalové napětí. Od schopnosti využít kontaktu se také odvíjí schopnost pohybu v prostoru, odrazu a návratu k opoře. Způsob, jak jedinec reaguje na kontakt kůže s okolím, prozrazuje, je-li schopen přijímat, odmítat, interpretovat a reagovat na podněty (Lewit, 2003, ss. 212-216).

Kůže má významnou úlohu při zpracování informací z vnějšího prostředí, na jejichž podkladě se utváří obraz o vnějším i vnitřním prostoru. Porušené či nedostatečné taktilní vnímání mění orientaci v prostoru a chápání postavení v něm. Je nasnadě, že se to projeví na pohybové soustavě.

Čím přesnější vnímání, tím jemnější je rozlišovací schopnost. Schopnost dobře rozlišovat je výrazem přesného vnímání. Pokud jde o taktilní rozlišování, informuje také o tom, kde se v prostoru nacházíme. Reakce a chování se vyvíjí podle kvality vnímání a interpretace vnímaného.

Kožní vnímání souvisí s napětím kůže, podkoží, svalů, a jeho změny se projevují změnou napětí těchto tkání. Dle Lewita, je-li kožní vnímání zvýšené, bývá i napětí tkání včetně svalů zvýšené. Snížené napětí pak bývá příznakem snížené citlivosti. Tyto projevy mohou být velmi rozličné, proto lze pozorovat i opak. Může jít o reakci celého organismu na nedostatečný proud informací, který je tak kompenzován (Lewit, 2003, ss. 212-216).

Důležité je, že taktilní vnímání lze ovlivnit a změny vnímání pak vyvolávají změny napětí v kůži, podkoží a svalech. Dobře diferencované vnímání jde ruku v ruce s adekvátním napětím tkání i svalů. Schopnost svalstva diferencovaně měnit napětí je výrazem správné koordinace. Lze proto říci, že správné taktilní vnímání bývá spojeno s dobře koordinovanými

pohyby. S určitou nadsázkou lze konstatovat, dosáhneme-li vyrovnané taktilní percepce, pacient se začne pohybovat optimálním způsobem, tj. koordinovaně a orientovaně.

U případů se změnou citlivosti nebo přecitlivělostí nutno použít techniku vyložené příjemnou, nebo alespoň snesitelnou, protože technika pocíťovaná jako nepříjemná vyvolá obranou reakci a je překážkou normalizace. Když se svalové a podkožní napětí upravuje, zlepšuje se i svalová koordinace a tím i pohybová funkce ve všech směrech (Lewit, 2003, ss. 212-216).

1.3 Noha

Nohy slouží jako opora, která není pouze pasivní. Tělo reaguje na půdu, na které stojí a na které se vzpřimuje. Není náhoda, že společně s rukama a ústy, chodidla zaujímají největší reprezentaci v senzoričké mozkové kůře a jsou nejbohatěji zásobeny receptory. Představují nejdůležitější vstup pro taktilní vnímání, a proto změny jejich citlivosti mění celkové chování jedince. Změna exterocepce nohy znamená změnu schopnosti reakce během chůze a stoje, protože chybí tok informace z terénu. Proto je důležitost aktivity chodidel pro stoj prvořadá. Tato úloha je však stále narušována nošením obuvi působící takřka „senzoričkou deprivací“. Správný stoj na jedné dolní končetině je předpokladem pro správnou chůzi, protože chůze je založena na střídavém stoji na jedné noze. Jak ve stoje, tak při chůzi musíme dbát o aktivitu chodidel a zejména prstů (Lewit, 2003, s. 267).

Přehnané reakce nebo globální reakce těla poukazují na neschopnost nohy přizpůsobit se terénu, protože inadekvátně zpracovává informace. Eventuelně změněná citlivost celé poloviny těla naznačuje neschopnost správně lokalizovat střed těla a tím také zkresleně vnímá okolí. „Normální“ citlivost chodidel je nezbytná pro rovnováhu a pocit jistoty. Chybí-li jistota, pacient kompenzuje vzpřímenou polohu přehnanou aktivitou jiných svalů, jakými jsou svaly pánevní a bederní oblasti, nebo i bránice a oblasti torako-lumbální či v oblasti ramen a krku. Jde o charakteristické řetězové reakce.

Lidská noha je komplexní struktura mnoha skloubení s četnými stupni volnosti. Hraje důležitou roli při statické činnosti, kdy poskytuje opěrnou bázi a během dynamické činnosti, kdy musí být stabilní při prvním a konečném kontaktu se zemí. Během střední opory, noha musí být mobilním adaptérem usměřňující zatížení. Stane se jakousi pružinou, která skladuje a uvolňuje elastickou energii s každým kontaktem paty. To je realizováno přes deformaci klenby, která je řízena souhrou interních a externích svalů nohy (Lewit, 2003, ss. 212-216).

1.3.1 Foot core systém

Základ „core“ stability je zakořeněn ve vzájemné funkční souhře pasivního, aktivního a neurálního subsystému.

Pasivní subsystém sestává z kostí, ligament a kloubních pouzder vytvářející mediální a laterální podélnou klenbu a přední a zadní příčnou klenbu. McKenzie pohlíží na nožní klenby jako jednotný útvar, který je schopen přizpůsobit se změnám při zatížení během dynamických aktivit.

Aktivní subsystém sestává z „local stabilisers“, vnitřních svalů „intrinsic muscles“. Začínají a upínají se v noze. Zatímco „global movers“, vnější svaly „extrinsic muscles“ začínají na dolní končetině a upínají se hluboko do plantární aponeurózy. Extrinsic muscles systému core fungují za účelem generovat pohyb, jak je tomu například u Achillovy šlachy, který moduluje napětí plantární aponeurózy. S rostoucím napětím m. triceps surae vzrůstá napětí plantární aponeurózy. Zajišťuje absorpci a propulzi během dynamických aktivit. Při chůzi je klíčový repetitivní přechod mezi flexibilitou a rigiditou těla.

Neurální subsystém je tvořen receptory kůže, podkoží, plantární fascie, ligament, kloubních pouzder, svalů a šlach aktivního a pasivního subsystému. Plantární kožní receptory se podílí na řízení rovnováhy, chůze a vzpřímené postuře. Poskytují bezprostřední sensorickou informaci vznikající změnami napětí nožních kleneb (McKeon et al., 2015, pp. 1-9; Eils et al., 2002, p. 1307; Kanounoudias, Roll, Roll, 2001, p. 869).

1.3.2 Fylogeneze nohy

Existuje evoluční důkaz, že architektura klenby nožní a vývoj svalů byl odpovědí na zvyšující se požadavky zatížení. Evoluční vývoj nožní klenby nastal v závislosti na zvyšujících se nárocích na lidskou nohu v době rozvoje nové schopnosti - běhu. Klíčový rozdíl mezi během a chůzí je v potřebě zapojení dolních končetin jako pružin „leg springs“. To vyžaduje výraznou Achillovu šlachu, plantární aponeurózu a pružná ligamenta. Vše to, co u lidoopů chybí nebo je jen slabě vyjádřeno. Plantární aponeuróza klade pasivní rezistenci vůči zatěžování, prsty jsou vystaveny značným napínacím silám a navíc zploštění podélné klenby při běhu tlumí a pohlcuje deformační energii díky elastickým tkáním. Na rozdíl od kvadrupedů je tato schopnost zajištěna vnitřní (intrinsic) muskulaturou nohy. U kvadrupedů tyto svaly často chybí a vnitřní stabilizace nohy je víceméně pasivní. U lidí je jedinečná potřeba řízení rovnováhy během jedné opory a k tomu nutná přiměřená mobilita, schopnost akomodace terénu a aktivní kontrola.

Dle EMG studií vnitřní svaly udržují stálou aktivitu během chůze a hrají významnou roli v kontrole distribuce zatížení plosky a rozšiřovací funkce podélné klenby hlavně při vyšších rychlostech. Ačkoli je pozorována minimální aktivita během stoji. Častá dlouhodobá zátěž může možná vysvětlovat evoluční transformaci a být brána v úvahu pro zrobustnění vnitřních svalů lidské nohy (McKeon et al., 2015, pp. 1-9).

Lidská noha se vyvinula do podoby novodobého člověka spolu s přechodem na zem. Reflektuje posun k lokomoční bipedii. Bipedální lokomocí došlo ke změnám zahrnující 1) zvětšený a permanentně addukovaný palec, 2) zkrácení laterálních článků prstů, 3) zkompatnění a přeskupení tarzálních kostí a 4) dobře diferencovanou mediální podélnou klenbu se silnými plantárními prvky odolnými v tahu.

Příčná klenba pravděpodobně byla přítomna, ale rozhodující mediální podélná klenba byla vyjádřena slabě, nebo zcela chyběla, s čímž se pojí špatně vyjádřená plantární aponeuróza a větší spoléhání na svalové úsilí, které by bylo rezistentní vůči silám působícím na prsty během pozdní stojné fáze.

Jedna z teorií pohlíží na nohu jako na strukturu muskuloskeletálního systému s úkolem předvídat dynamické chování během krokového cyklu. V případě deformity či svalové imbalance, je tělo během krokového cyklu, nuceno se uchýlit ke kompenzačním mechanismům ve smyslu změn různých segmentů strukturálních, funkčních či pozičních. Tyto mechanismy nastanou v případě dočasných či trvalých změn s cílem zachovat co nejefektivnější chůzi. Odchyly v biomechanice nohy při chůzi s sebou nesou další tlakovou zátěž na struktury dolních končetin a s tím možné riziko rozvoje dalších patomechanismů jako například deformit (Daniel, Colda, 2012, pp. 212-217).

1.3.3 Kinetika krokového cyklu na úrovni nohy

Perry popisuje kinetiku krokového cyklu na úrovni nohy a hlezna pomocí modelu tří kolébek či zhoupnutí „rockers“. Mají umožnit co nejplynulejší pohyb s minimální ztrátou kinetické energie, ke kterému dochází při dopadu paty na podložku. Při tom je zapotřebí prudkého přibrzdění celého těla, jehož těžiště získalo značnou kinetickou energii díky sestupu v období střední opory na druhostrannou dolní končetinu.

První zhoupnutí probíhá po kontaktu paty na podložku přes koléčku zadního okraje patní kosti. Přes něj v tomto období prochází vektor reakční síly podložky a setrvačná síla tlačí plosku k podložce. Excentrickou kontrakcí svalů přední strany bérce je pohyb brzděn. V období střední opory prochází vektor reakční síly podložky před hlezenním kloubem, kolem kterého probíhá druhé zhoupnutí. Noha je zatížením fixována k podložce a bérce se

pohybuje vpřed. Dofziflekční pohyb nohy je brzděn aktivitou plantárních flexorů, především m. soleus, později m. gastrocnemius a m. flexor hallucis longus. S narůstajícím momentem síly těchto svalů se dorziflexe zastaví a nastává třetí zhoupnutí kolem kolébky hlaviček metatarzů. Běrec se nadále pohybuje vpřed, zvedá se pata a excentrická kontrakce svalů lýtky přechází v kontrakci koncentrickou. Svaly musí nahradit ztrátu kinetické energie při brždění během prvních dvou zhoupnutí. Také je nutné nahradit ztráty vzniklé při neelastické deformaci struktur a to je možné díky pákovému systému oporné dolní končetiny pracující v uzavřeném řetězci. Takže uděluje celému segmentovému systému těla dopředné zrychlení (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 59).

1.3.4 Měkké tkáně nohy ve vztahu k funkci

Plantární aponeuróza

Plantární aponeuróza, někdy označována jako plantární fascie, je silný vazivový útvar, charakterizovaný přítomností kolagenních vláken v centrální části vyztužující tkáň v jednom preferovaném směru. Centrální, nejrozsáhlejší část, jdoucí od hrbolu patní kosti až do úrovně metatarzofalangeálních kloubů, kde se dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu. Povrchová se upíná do kůže v oblasti hlaviček metatarzů, hluboká vrstva se spojuje s pochvami šlach flexorů prstů. Tenčí laterální a mediální části běží do stran a splývají s dorzální fascií. Významná role v biomechanice nohy spočívá v zajištění nožní klenby, při zpevnění nohy v období střední opory, odrazu tzv. kladkovým mechanismem a rozptylu sil při došlapu. Dle teorie hyperelasticity vykazuje značné napínací vlastnosti typické pro měkké tkáně. Dominuje schopností kontinuálního prodlužování a zkracování, což umožní přenos sil z přední části nohy na zadní část a naopak. Některé studie uvádí, že se až 14% podílí na převzetí z celkového zatížení nohy během krokového cyklu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 33; Natali, Pavan, Stecco, 2010, pp. 337-338).

Subkutánní vazivově-tuková vrstva

Rozložení tlakových sil pod ploškou se projevuje i ve stavbě měkkých tkání. Na dobře vyvinutou subkutánní vrstvu pravoúhle nasedají silná spirálovitě uspořádaná vazivová septa spojená se skeletem. Septa tvoří tlakové komory vyplněné tukovou tkání. Tato konstrukce zaručuje pevné a elastické spojení mezi skeletem a podložkou. Při zatížení se tloušťka měkkých tkání pod hrbolem patní kosti redukuje na polovinu a uplatní se významně při

tlumení nárazu při iniciálním kontaktu na začátku krokového cyklu. Obdobnou stavbu mají měkké tkáně pod hlavičkami metatarzů, vrstva je ale slabší (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 34).

Nožní klenba

Noha je významnou součástí systému posturální stability bipedálního stoje, který přenáší tíhovou sílu těla i reakční sílu podložky. Podílí se aktivně na generaci sil aktivně korigujících oscilace kvazistatického stoje. Je zdrojem propioceptivních a exteroceptivních informací pro CNS.

Nožní klenba je výsledkem pronatorního zkrutu nohy, který se na úrovni kalkaneu a talu zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhl horizontály. Statický popis tohoto specifického tvaru a funkce nohy vychází z koncepce klenby. Tradiční statický model, kdy ve vrcholu klenby se nachází klenák, tři hlavní oblouky ohraničující celou klenbu a sbíhají se do tří pilířů opírající se o podložku v místě hlavičky I., V. metatarzu a dorzum paty, je dnes víceméně překonán. Z funkčního dynamického hlediska je vhodnější přirovnání ke střeše, kde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení kleštinami.

Při zatížení dochází k vzájemnému posunu jednotlivých segmentů. Dochází k oploštění klenby, pronaci zánoží a relativní supinaci a abdukci přednoží. Integrita podélné a příčné klenby je závislá na konfiguraci kostí, kloubů a na napětí vazů. Panují rozdílné názory různých autorů na význam svalů. Duchenne prokázal, že aktivita m. peroneus longus zvyšuje plantární klenbu. Hoke tvrdil, že žádná mechanická substitute nenahradí sílu m. tibialis posterior, m. tibialis anterior a m. flexor hallucis longus, které zvedají klenbu. Podle něj podélnou klenbu zabezpečuje pasivní elasticita ligament spolu s plantární aponeurózou, tak aktivní kontrakce svalů. Mediální klenutí je mimo kostěnou strukturu dáno napětím vazů a svalů. Z plantárních vazů má rozhodující význam plantární aponeuróza. Kapandji připouští, že pokud selže svalová opora, jsou vazy přetíženy a klenba se zhroutí. Morton tvrdí, že svaly se aktivují pouze v případě zatížení přesahující hranici strukturální stability, tedy nikoli při klidném stoji, ale například při odrazu. Za situací, kdy dojde k poruše funkce kostí či vazů, dochází k přetěžování některých vazů a nemohou tedy dostatečně udržovat stabilitu kloubů a ty se stávají hypermobilními. Jsou více zapojovány svaly a neekonomická práce svalů vede k jejich přetížení a nemohou tudíž plnit dobře svou funkci. Navíc se změna postavení fixuje i ve vyšších etážích a následným přetížením. Dochází i k fixaci změněných stereotypů v CNS (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 43-48).

1.4 Somatosenzorika

Pro napřímení je nezbytné, aby CNS byl informován o postavení jednotlivých segmentů, jejich vzájemných vztazích a vztazích s okolím. Zdravý jedinec spoléhá převážně na somatosenzorický systém při pevné opěrné bázi. Somatosenzorický systém zahrnuje taktilní tak proprioceptivní systém. Poskytuje informace ze svalů, šlach, vazů, kloubních pouzder, kůže a podkoží.

Taktilní systém je spojen s čitím dotyku, tlaku a vibrací. Kožní mechanoreceptory lze detekovat na ploskách nohou, na hranici mezi tělem a zemí a mohou hrát důležitou roli v řízení napřímeného držení těla a chůzi. Změna v napřímení je často spojována se změnou zatížení pod ploskami. V experimentech, kdy byla redukována taktilní informace z plosek nohou chlazením, anestezií či změnou charakteru povrchu, došlo k redukcii posturální stability. Proprioceptivní feedback je považován za rozhodující pro automatické řízení rovnováhy. Tento předpoklad je v rozporu se studiemi, které poukazují na spuštění korekční odpovědi navzdory vyřazení proprioceptivního feedbacku z plosek u subjektů (Kars et al., 2009, p. 932; Eils et al., 2002 p. 1307).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv ošetření měkkých tkání plosky nohy dynamickou analýzou FDM-T systému na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů.

Dílčí cíle

1. Porovnání parametru funkčního testu Timed Up and Go hemiparetické chůze před a po **jednostranném** ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.
2. Porovnání parametru funkčního testu Timed Up and Go po **jednostranném** ošetření (měkkých tkání plosky *paretické* dolní končetiny) a **oboustranném** ošetření (měkkých tkání plosky *paretické i neparetické* dolní končetiny).
3. Posouzení vlivu **jednostranného** ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny na časoprostorové charakteristiky hemiparetické chůze.
4. Porovnání vlivu **jednostranného** ošetření (*paretické* dolní končetiny) a **oboustranného** ošetření (*paretické i neparetické* dolní končetiny) na časoprostorové charakteristiky hemiparetické chůze.
5. Zhodnocení přínosu pro klinickou praxi.

VĚDECKÁ OTÁZKA 1

Jak ovlivní ošetření měkkých tkání plosky dolní končetiny parametr funkčního testu TUG?

H₀1: Neexistuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H_A1: Existuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H₀2: Neexistuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG po jednostranném a oboustranném ošetření měkkých tkání plosky dolních končetin.

H_A2: Existuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG po jednostranném a oboustranném ošetření měkkých tkání plosky dolních končetin.

VĚDECKÁ OTÁZKA 2

Jaký má vliv ošetření měkkých tkání plosky dolní končetiny na sledované časoprostorové charakteristiky hemiparetické chůze?

Sledované charakteristiky:

- 1) **Geometrie kroku** (Step length [cm], Stride length [cm], Step width [cm])
- 2) **Fáze krokového cyklu** (Stance phase [%], Swing phase [%], Double stance phase [%])
- 3) **Timing** (Step time [s], Stride time [s], Cadence [steps/min])
- 4) **Butterfly parametry** (Length of gait line [mm], Single support line [mm], Ant/post position [mm], Lateral symmetry [mm])
- 5) **Parametry vertikální složky reakční síly** (Time maximum force1 [%], Time maximum force2 [%])

H₀3: Neexistuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H_A3: Existuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H₀4: Neexistuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze po *jednostranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické dolní končetiny) a *oboustranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické i neparetické dolní končetiny).

H_A4: Existuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze po *jednostranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické dolní končetiny) a *oboustranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické i neparetické dolní končetiny).

3 METODIKA

3.1 Charakteristika experimentální skupiny

Experimentu se zúčastnilo celkem 11 pacientů lůžkového oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc (FNOL) s hlavní diagnózou cévní mozková příhoda. Pacienti byli účelově osloveni a požádáni o spolupráci. Skupinu tvořilo 10 mužů a 1 žena, věkový průměr výběru se směrodatnou odchylkou je $59,5 \pm 9,1$ let (44-76). Výběr pohlaví byl náhodný. Do experimentu byli zařazeni pacienti s klinickými příznaky hemiparetické chůze. V době měření bylo 10 pacientů v časovém horizontu průměrně 3,6 týdnů od vzniku cévní mozkové příhody a jeden pacient 4 roky. Experiment byl proveden v době jejich hospitalizace.

V 7 případech byla hemiparéza následkem ischemické léze v povodí arteria cerebri media, po 1 případě následkem ischemické léze vertebrobazilárního povodí, hemoragie bazálních ganglií, ischemie thalamu a hemoragie frontoparietální oblasti. Levostranná hemiparéza se projevila u 7 pacientů, u 4 pacientů se projevila pravostranná hemiparéza.

Hlavním kritériem pro zařazení do experimentu byla schopnost samostatné bipedální lokomoce po dobu měření na FDM-T systému, aby nebylo nutno použití podpůrného závěsného systému. Stav pacienta musel umožňovat takovou úroveň kognitivních schopností, která zajistí dostatečné porozumění a schopnost správného vykonání jednotlivých požadavků. Dalším kritériem pro zařazení byla absence traumatického postižení v anamnéze, které by výrazným způsobem ovlivňovalo chůzi pacienta. Souhlas s účastí v experimentu byl získán na základě verbálního popisu prováděného vyšetření a terapie. Svým podpisem informovaného souhlasu souhlasili s anonymním zpracováním získaných dat ve prospěch práce (viz Příloha 1., s. 75).

Pacienti byli hospitalizováni na rehabilitačním oddělení FNOL v době trvání 2-3 týdnů. Rehabilitace v rámci hospitalizace zahrnovala individuální fyzioterapii dvakrát denně.

3.2 Průběh měření

Každý proband experimentální skupiny byl měřen celkem třikrát ve stejný den. Měření probíhalo v kineziologické laboratoři FNOL. Všichni vyšetřovaní probandi byli před zahájením seznámeni s účelem měření a jeho průběhem.

Před prvním měřením byl každý testovaný jedinec nejprve kineziologicky vyšetřen. Od pacientů byla odebrána anamnestická data pro vyloučení možné patologie, kvůli které by mohli být ze souboru vyřazeni. Byla zjišťována míra spasticity dle modifikované Ashwortovy

škály, kvalita povrchového a hlubokého čítí, rozsahu pohybu, svalová aktivita, přítomnost kognitivních poruch, hodnocení posturální stability, chůze a potřeba kompenzační pomůcky pro chůzi (viz Příloha 2., s. 76). U dvou osob byla přítomna lehká motorická afázie, která však nebyla u žádného pacienta natolik výrazná, aby znemožňovala průběh experimentu. Percepční afázie nebyla přítomna u žádného jedince. Porucha sluchu nebyla zjištěna u žádného testovaného pacienta, porucha zraku (krátkozrakost) byla přítomna u čtyř pacientů, což bylo řešeno korekcí dioptrickými brýlemi. Opět nebyla porucha u žádného jedince natolik výrazná, aby jakkoli narušovala průběh experimentu.

3.3 Testy

Do kineziologického vyšetření byly zařazeny testy Berg Balance Scale, Timed Up and Go a Modified Ashworth Scale.

3.3.1 Berg Balance Scale (BBS)

BBS je jeden z nejčastěji užívaných funkčních testů hodnotící klidovou a proaktivní posturální stabilitu. Škála byla vytvořena pro hodnocení úrovně stability starších lidí s poruchou rovnováhy. Je využívána pro hodnocení efektu terapie a pro kvantitativní popis funkčních schopností v klinické praxi a výzkumu. BBS sestává z 14 dílčích úkolů, o které testovaná osoba usiluje. Úkoly jsou hodnoceny body v rozsahu 0-4, přičemž 4 body svědčí pro nejlepší funkční zvládnutí úkolu. Průměrné skóre BBS testovaného souboru činilo $44 \pm 6,2$ z celkových 56 bodů. Originální znění viz Příloha 3., s 77.

3.3.2 Timed Up and Go Test (TUG)

TUG byl zařazen pro zhodnocení případné změny v rychlosti chůze po ošetření měkkých tkání plosky, pro jednoduché zhodnocení rizika pádu a základní funkční motoriky. Nezbytnými pomůckami pro správné provedení testu byla židle, barevná páska, stopky a odměření vzdálenost 3 metrů. Výchozí pozicí testu byl sed na židli co nejbliže opěradlu, ruce vyšetřovaného spočívaly na opěrkách. Podmínkou byla stabilní židle, zajištěna proti nechtěnému posunu. Použití opěrek při vstávání bylo umožněno. Testovaná osoba na povel vstala, následovala 3 metry dlouhou vzdálenost obvyklým tempem k místu, které bylo viditelně označeno barevnou páskou, otočila se o 360° a šla zpět k židli, na kterou se opět posadila, čímž byl celý proces ukončen. Pokud pacient k lokomoci využívá pomůcku např. vycházkovou či francouzskou hůl, byl test proveden i s touto pomůckou. V tomto experimentu byl TUG proveden celkem třikrát. Před a po ošetření měkkých tkání

hemiparetické nohy a následně po ošření měkkých tkání neparetické dolní končetin. Celý proces byl změřen a zaznamenán. Časové hodnoty byly zaokrouhleny na desetiny sekundy. Originální znění testu viz Příloha 4., s. 80.

3.3.3 Modifikovaná Ashwortova škála (MAS)

Škála navržená Ashworthem je nejužívanější hodnotící škála u spastických pacientů. Stupeň spasticity byl hodnocen podle odporu kladeného pasivnímu pohybu v kloubu. Dle doporučených (Bohannon, 1987, s. 206) postupů byl pacient vyšetřen v poloze na zádech. Při testování byl segment pasivně uveden do maximální flexe a následně rychlým pasivním pohybem uveden do maximální extenze během jedné vteřiny. Pacient byl instruován k maximální možné relaxaci. Hodnoceno bylo podle Modifikované Ashworthovy škály. Spasticita byla hodnocena na plantárních flexorech akra dolní končetiny. Originální znění viz Příloha 5., s. 81.

3.4 Měření pomocí systému Zebris® FDM-T

Vlastní experimentální měření probíhalo od září 2014 do března 2015. Pro hodnocení parametrů chůze byl zvolen FDM-T systém firmy Zebris®, měřící pomocí senzorů tlakové plošiny. Snahou bylo dodržení identických podmínek měření pro všechny probandy. To znamená stejné výchozí podmínky a stejná instruktáž identickou osobou. Bylo zajištěno klidné prostředí místnosti s minimem akustických vjemů, které by jakkoli mohly narušovat průběh měření a mohlo tak dojít k nežádoucímu zkreslení naměřených hodnot. Celková doba vlastního měření na FDM-T nepřesáhla 10 minut.

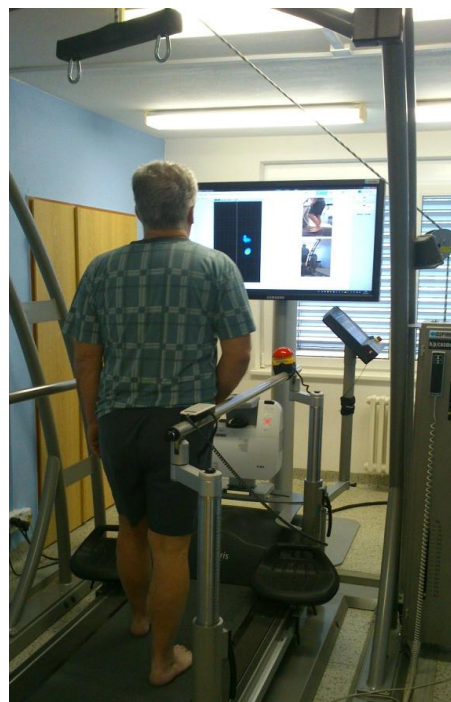
Po spuštění PC, vlastního FDM-T systému a programu bylo třeba do databáze zařadit nového pacienta. Zanást základní osobní údaje (jméno, příjmení, datum narození, pohlaví). Následně byla zvolena volba metody měření pro analýzu chůze. Software umožňuje pořízení videozáznamu synchronizovaného s naměřenými daty. V experimentu bylo použito dvou kamer. Jedna snímající obraz z pohledu zezadu a druhá z boku pacienta.

Dle pokynů uživatelské příručky (Zebris Medical GmbH, 2011) byla provedena kalibrace přístroje při nulovém zatížení před vlastním měřením. Během kalibrace bylo nutné dbát na to, aby nebyla měřící deska ničím zatížena. Následně byl proband instruován ke stožení na stabilometrické plošině bez obuvi a bez ponožek v nejnútnejším oblečení. Po spuštění se pacient 2 minuty procházel z důvodu adaptace na chůzi po pásu, viz Obrázek 3. Rychlost pásu byla průměrně 0,9 km/h (0,4-1,5 km/h) a byla nastavena individuálně tak, aby byla pro pacienta přijatelná a komfortní. V průběhu a během všech tří měření byla rychlost pásu

konstantní. Měřená osoba byla instruována, aby po celou dobu měření udržovala pozici těla ve stejné oblasti, aby nezrychlovala ani nezpomalovala. Pro případ vyhnutí se pádu byla boční madla nastavena individuálně tak, aby odpovídala výšce probanda. Po ukončení dvouminutové fáze adaptace chůze na pásu, následovalo minutové měření, při kterém byly zaznamenány časoprostorové charakteristiky chůze. Po ukončení měření došlo automaticky k výzvě uložení a pojmenování vytvořeného záznamu.

Základní měřenou veličinou je tlak [N/cm^2 ; kPa], jeho distribuce v měřené oblasti a jeho změny v čase [s ; % trvání oporné fáze]. Vyhodnocení záznamu měření bylo zobrazeno jako tzv. report, který poskytuje informace - obraz maximálního tlaku každé jednotlivé fáze chůze se zobrazením průměrné jednooporné zátěže, průměrného a maximálního zatížení, parametry analýzy chůze uvedeny jako průměrná hodnota se standardní odchylkou, parametry COP (center of pressure) počáteční místo působení výsledné reakční síly podložky, procentuální a časové zatížení v dílčích oddílech plosky nohy. Barevná stupnice ukazuje velikost působící síly na jednotlivé senzory [N/cm^2] (Kolářová et al., 2014, ss. 41-45).

Obr. 3 Chodící pás Zebris® se zabudovanou silovou plošinou



Sledované časoprostorové charakteristiky:

Geometrie kroku – *Step length* [cm] – délka kroku; vzdálenost mezi kontaktem paty jedné a paty druhé končetiny.

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

- *Step width* [cm] – šířka kroku.

Fáze krokového cyklu - *Stance phase* [%] – stojná fáze KC; procentuální zastoupení doby kontaktu chodidla s podložkou.

- *Swing phase* [%] – švihová fáze KC; procentuální zastoupení doby, kdy je chodidlo mimo kontakt s podložkou.

- *Double stance phase* [%] – fáze dvojí opory; procentuální zastoupení doby, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou.

Timing - *Step time* [s] – doba mezi kontaktem paty jedné a paty druhé končetiny.

- *Stride time* [s] – doba mezi dvěma kontakty paty stejné dolní končetiny.

- *cadence* [steps/min] – frekvence; počet kroků za minutu.

Butterfly parametry - *Length of gait line* [mm] – změna polohy COP jedné DK.

- *Single support line* [mm] – číselné vyjádření stojné fáze jedné DK na základě změny polohy COP.

- *Ant/post position* [mm] – anteroposteriorní lokalizace středového bodu; nulová hodnota odpovídá zadnímu okraji chodidla.

- *Lateral symmetry* [mm] – laterolaterální lokalizace středového bodu; nulová hodnota představuje symetrii.

Parametry vertikální složky reakční síly - *Time maximum force1* [%] – určení místa prvního maxima reakční síly v KC.

- *Time maximum force2* [%] - určení místa druhého maxima reakční síly v KC.

Měřené parametry jsou průměrnými hodnotami se směrodatnou odchylkou (Kolářová et al., 2014, ss. 41-44).

3.5 Ošetření měkkých tkání

Mechanické ošetření měkkých tkání s cílem normalizovat jejich elasticitu a vzájemnou pohyblivost vůči všem strukturám byla provedena manuálním ošetřením bez použití jakýchkoli pomůcek.

Vlastní terapeutická intervence byla realizována v následném pořadí v časovém intervalu 10 minut. Pacient se aktivně neúčastnil.

1. Ošetření kůže a podkoží kontinuálním tlakem a pohybem intermetatarsálních prostor,
2. pasivní ošetření meziprstních řas pasivním provedením pohybu do abdukce,
3. taktilní stimulace v oblasti m. abductor hallucis a m. abductor digiti minimi,
4. ošetření tukového polštáře paty v latero-laterálním směru a presurou,
5. ošetření Achillovy šlachy řasením, tlakem prstů a palců proti sobě, umístěných nad sebou, bilaterálně po stranách šlachy. Řasa nabývala tvaru písmen S a C a postupovala disto-proximálně k oblasti přechodu m. triceps surae,
6. ošetření plantární aponeurózy,
7. protažení extenzorů chodidla a prstů,
8. protažení m. triceps surae.

Bylo dosaženo předpětí a v případě bariéry, aniž by byl podstatně změněn tlak nebo tah, působil fenomén uvolnění.

3.6 Statistické zpracování dat

Ke statistické analýze dat byl použit statistický software IBM SPSS Statistics verze 22 (USA). Pro výsledky FDM-T systému a parametr funkčního testu TUG byly stanoveny hodnoty – medián, minimální, maximální hodnoty a hodnota signifikance. Hodnoty byly následně porovnány.

Jelikož naměřená data nesplňují podmínky pro použití t – testu, byl pro ověření platnosti hypotéz použit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na 5% hladině významnosti ($p = 0,05$). Hodnoty $p < 0,05$ jsou považovány za statisticky významné výsledky testu, kdy nulovou hypotézu můžeme zamítnout.

Hodnoty signifikance Wilcoxonova testu byly, vzhledem k násobnému porovnání, korigovány pomocí Bonferroniho korekce. Tato korekce zajistila, že chyba I. druhu při testování (tj., že bude zamítnuta platná nulová hypotéza) nepřekročí hranici 5%. V případě

signifikantního výsledku byly distribuce měřených hodnot před terapií a po terapii a distribuce rozdílů zobrazeny pomocí kvartilových krabicových grafů.

V krabicovém grafu (tzv. box grafu) je zobrazena malým čtvercem pozice střední hodnoty (průměru) měřeného parametru. Dno a vrchol krabice určují velikost směrodatné odchylky (\pm SD). U každé krabice je také pomocí anténky znázorněna poloha $\pm 1,96*SD$. Toto rozpětí se používá jako charakteristika variability dat a reprezentuje rozložení 95% všech naměřených hodnot.

4 VÝSLEDKY

4.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 1

Jak ovlivní ošetření měkkých tkání plosky dolní končetiny parametr funkčního testu TUG?

4.1.1 Testování hypotézy H_01

H_01 : Neexistuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H_{A1} : Existuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

Pro ověření platnosti hypotézy H_01 byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty parametru TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

Závěr

Hypotézu H_01 nelze zamítnout.

Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny na parametr TUG. Hodnota signifikance testu $p = 0,121 (> 0,05)$.

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu parametru TUG před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny. Hodnota p je signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tab. 1 Statistické zpracování TUG po ošetření paretické DK

TUG	medián	minimum	maximum	p
Před ošetřením MTT	10,6	9,3	15,1	0,121
Po ošetření MTT paretické DK	10,4	9,0	14,8	

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, MTT – měkké tkáně, DK – dolní končetina, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

4.1.2 Testování hypotézy H_02

H_02 : Neexistuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG po jednostranném a oboustranném ošetření měkkých tkání plosky dolních končetin.

H_A2 : Existuje významný rozdíl ve sledovaném parametru funkčního testu TUG po jednostranném a oboustranném ošetření měkkých tkání plosky dolních končetin.

Pro ověření platnosti hypotézy H_02 byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty funkčního testu TUG po **jednostranném** ošetření (měkkých tkání plosky *paretické* dolní končetiny) a **oboustranném** ošetření (měkkých tkání plosky *paretické i neparetické* dolní končetiny).

Závěr

Hypotézu H_02 zamítáme.

Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní snížení hodnot parametru TUG po **oboustranném** ošetření (měkkých tkání plosky *paretické i neparetické* dolní končetiny).

Medián hodnot TUG po ošetření měkkých tkání plosky *paretické* dolní končetiny byl 10,4 s a po ošetření měkkých tkání plosky *neparetické* dolní končetiny byl medián hodnot 9,6 s. Hodnota signifikance Wilcoxonova párové testu $p = 0,019$.

Tab. 2 Statistické zpracování TUG po ošetření *paretické/paretické* a *neparetické* DK

TUG	medián	minimum	maximum	p
Po ošetření MTT <i>paretické</i> DK (jednostranně)	10,4	9,0	14,8	0,019
Po ošetření MTT <i>neparetické</i> a <i>neparetické</i> DK (oboustranně)	9,6	8,7	14,6	

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, MTT – měkké tkáně, DK – dolní končetina, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru TUG viz Graf 1, s. 82.

4.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 2

Jaký má vliv ošetření měkkých tkání plosky dolní končetiny na sledované časoprostorové charakteristiky hemiparetické chůze?

Sledované charakteristiky:

- 1) **Geometrie kroku** (Step length [cm], Stride length [cm], Step width [cm])
- 2) **Fáze krokového cyklu** (Stance phase [%], Swing phase [%], Double stance phase [%])
- 3) **Timing** (Step time [s], Stride time [s], Cadence [steps/min])
- 4) **Butterfly parametry** (Length of gait line [mm], Single support line [mm], Ant/post position [mm], Lateral symmetry [mm])
- 5) **Parametry vertikální složky reakční síly** (Time maximum force1 [%], Time maximum force2 [%])

4.2.1 Testování hypotézy H_03

H_03 : Neexistuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

H_A3 : Existuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

K ověření platnosti hypotézy H_03 byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty měřených parametrů před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

Závěr

Hypotézu H_03 zamítáme pro následující parametry:

- *Stride length* [cm]
 - *Step time* neparetické dolní končetiny [s], *Stride time* [s], *Cadence* [steps/min]
 - *Length of gait line* paretické dolní končetiny [mm]
 - *Time maximum force1* neparetické dolní končetiny [%], *Time maximum force2* paretické dolní končetiny [%]
-

Statisticky významné parametry:

Stride length [cm]

Tab. 3 Základní popisné charakteristiky parametrů geometrie kroku

Geometrie kroku [cm]	medián	minimum	maximum	p
Step length, paretická, 0	25	4	31	0,112
Step length, paretická, 1	29	4	33	
Step length, neparetická, 0	22	7	33	0,075
Step length, neparetická, 1	24	5	35	
Stride length, 0	42	17	65	0,049
Stride length, 1	51	19	68	
Step width, 0	17	11	21	1,000
Step width, 1	17	11	21	

Legenda: 0 – před ošetřením měkkých tkání, 1 – po ošetření měkkých tkání paretické DK, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Po ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení parametru *Stride length*. Medián hodnot před ošetřením měkkých tkání byl 42 cm a medián po ošetření měkkých tkání byl 51 cm. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,049$.

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru *Stride length* viz Graf 2, s. 82.

Step time neparetické dolní končetiny [s], Stride time [s], Cadence [steps/min]

Tab. 4 Základní popisné charakteristiky parametrů hodnot timing

Timing	medián	minimum	maximum	p
Step time, paretická, 0	0,8	0,6	1,5	0,062
Step time, paretická, 1	0,9	0,7	1,9	
Step time, neparetická, 0	0,7	0,5	1,3	0,028
Step time, neparetická, 1	0,8	0,6	1,6	
Stride time, 0	1,5	1,1	2,8	0,022
Stride time, 1	1,7	1,3	3,5	
Cadence, 0	78	43	106	0,014
Cadence, 1	72	35	94	

Legenda: 0 – před ošetřením měkkých tkání, 1 – po ošetření měkkých tkání paretické DK, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Po ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot parametru *Step time* u neparetické dolní končetiny. Medián před ošetřením měkkých tkání byl 0,7 s a medián po ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny byl 0,8 s. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,028$.

Po ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot parametru *Stride time*. Medián hodnot před ošetření měkkých tkání byl 1,5 s a po ošetření měkkých tkání 1,7 s. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,022$.

Po ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu snížení *Cadence*. Medián před ošetřením měkkých tkání byl 78 kroků/min a po ošetření měkkých tkání 72 kroků/min, $p = 0,014$.

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru *Step time*, *Stride time*, *Cadence* viz Graf 3 - 5, ss. 83, 84.

Length of gait line paretické dolní končetiny [mm]

Tab. 5 Základní popisné charakteristiky butterfly parametrů

Butterfly [mm]	medián	minimum	maximum	p
Length of gait line, paretická, 0	151	92	209	0,009
Length of gait line, paretická, 1	160	97	217	
Length of gait line, neparetická, 0	176	122	202	0,101
Length of gait line, neparetická, 1	177	149	229	
Single support line, paretická, 0	21	12	79	1,000
Single support line, paretická, 1	23	10	79	
Single support line, neparetická, 0	39	17	73	0,495
Single support line, neparetická, 1	48	23	81	
Ant/post position, 0	152	139	169	1,000
Ant/post position, 1	153	143	198	
Lateral symmetry, 0	-6	-60	38	1,000
Lateral symmetry, 1	-1	-53	44	

Legenda: 0 – před ošetřením měkkých tkání, 1 – po ošetření měkkých tkání paretické DK, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Po ošetření měkkých tkání paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot parametru *Length of gait line* paretické dolní končetiny. Medián před terapií byl 151 mm a po terapii 160 mm, $p = 0,009$.

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru *Length of gait line* viz Graf 6, s. 84.

Time maximum force1 neparetické dolní končetiny [%], Time maximum force2 paretické dolní končetiny [%]

Tab. 6 Základní popisné charakteristiky parametrů vertikální složky reakční síly

Parametry vertikální složky reakční síly [%]	medián	minimum	maximum	p
Time maximum force1, paretická, 0	26	5	39	0,282
Time maximum force1, paretická, 1	25	21	29	
Time maximum force1, neparetická, 0	30	21	36	0,014
Time maximum force1, neparetická, 1	33	23	38	
Maximum force2, paretická, 0	788	516	1093	0,323
Maximum force2, paretická, 1	805	635	1072	
Maximum force2, neparetická, 0	822	652	1144	1,000
Maximum force2, neparetická, 1	816	647	862	
Time maximum force2, paretická, 0	42	37	45	0,040
Time maximum force2, paretická, 1	40	34	44	
Time maximum force2, neparetická, 0	45	39	52	0,996
Time maximum force2, neparetická, 1	46	41	51	

Legenda: 0 – před ošetřením měkkých tkání, 1 – po ošetření měkkých tkání paretické DK, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Po ošetření měkkých tkání paretické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot parametru *Time maximum force1* u neparetické dolní končetiny. Medián před ošetřením byl 30 % a po ošetření 33 %, $p = 0,014$.

Po ošetření měkkých tkání paretické dolní končetiny, došlo k signifikantnímu snížení, hodnot parametru *Time maximum force2* u paretické dolní končetiny. Medián před ošetřením byl 42 % a po ošetření 40 %, $p = 0,040$.

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru *Time maximum force1*, *Time maximum force2* viz Graf 7, 8, s. 85.

U ostatních měřených parametrů nebyl prokázán signifikantní rozdíl, mezi hodnotami, zjištěnými před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny.

4.2.2 Testování hypotézy H_04

H_04 : Neexistuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze po *jednostranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické dolní končetiny) a *oboustranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické i neparetické dolní končetiny).

H_A4 : Existuje významný rozdíl ve sledovaných parametrech chůze po *jednostranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické dolní končetiny) a *oboustranném* ošetření měkkých tkání plosky (paretické i neparetické dolní končetiny).

K ověření platnosti hypotézy H_04 byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty měřených parametrů po *jednostranném* ošetření (*paretické* dolní končetiny) a *oboustranného* ošetření (*paretické i neparetické* dolní končetiny).

Závěr

Hypotézu H_04 zamítáme pro parametr *Stance phase* neparetické dolní končetiny.

Statisticky významný parametr:

Stance phase paretické dolní končetiny [%]

Tab. 7 Statistické zpracování hodnot fáze krokového cyklu

Fáze krokového cyklu [%]	medián	minimum	maximum	p
Stance phase, paretická, 1	70,7	59,4	83,8	0,025
Stance phase, paretická, 2	69,5	58,5	83,4	
Stance phase, neparetická, 1	76,9	67,4	85,7	1,000
Stance phase, neparetická, 2	76,8	68,1	87,0	
Load response, paretická, 1	23,1	15,8	36,2	0,304
Load response, paretická, 2	24,0	15,2	35,9	
Load response, neparetická, 1	21,5	14,4	38,5	1,000
Load response, neparetická, 2	22,8	14,9	38,2	
Mid stance, paretická, 1	23,1	14,3	38,6	1,000
Mid stance, paretická, 2	23,2	13,0	31,9	
Mid stance, neparetická, 1	29,3	16,2	40,7	0,015
Mid stance, neparetická, 2	30,5	16,6	41,7	
Pre-Swing, paretická, 1	21,7	14,3	38,5	1,000
Pre-Swing, paretická, 2	22,9	14,8	38,5	
Pre-Swing, neparetická, 1	23,1	15,8	36,4	0,246
Pre-Swing, neparetická, 2	24,0	15,2	35,6	
Swing phase, paretická, 1	29,3	16,2	40,6	0,058
Swing phase, paretická, 2	30,5	16,6	41,5	
Swing phase, neparetická, 1	23,1	14,3	32,6	1,000
Swing phase, neparetická, 2	23,2	13,0	31,9	
Double stance phase, 1	48,0	35,2	63,7	0,304
Double stance phase, 2	46,8	32,2	62,7	

Legenda: 1 – po ošetření měkkých tkání paretické DK, 2 – po ošetření měkkých tkání paretické a neparetické DK, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

Stance phase paretické dolní končetiny - po ošetření měkkých tkání plosky i neparetické dolní končetiny došlo k signifikantnímu snížení hodnot parametru Stance phase. Medián po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny byl 70,7 % a medián po ošetření měkkých tkání plosky neparetické dolní končetiny byl 69,5 %. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,025$.

Pro **Mid stance** po ošetření měkkých tkání plosky i neparetické dolní končetiny došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot parametru u neparetické dolní končetiny. Medián hodnot po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny byl 29,3 % a medián po ošetření měkkých tkání plosky neparetické dolní končetiny byl 30,5 %. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,015$.

Graf znázorňující distribuci změn hodnot parametru Stance phase viz Graf 9, s. 86.

U ostatních měřených parametrů nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi hodnotami zjištěnými po **jednostranném** ošetření (*paretické* dolní končetiny) a **oboustranného** ošetření (*paretické i neparetické* dolní končetiny).

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je posoudit vliv ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů a porovnat zjištěné poznatky s výsledky ostatních odborných studií. Zhodnocení změn časoprostorových charakteristik chůze je častým námětem studií, zabývajících se hodnocením efektivity terapie zaměřené na ovlivnění neuromotorického postižení.

V případě patologické chůze dominuje asymetrie mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou. Kratší doba stojné fáze, delší doba švihové fáze a nárůst reakční síly podložky jsou pozorovány u paretické dolní končetiny při hodnocení hemiparetické chůze (Kim, Eng, 2003, p. 23). Kvantitativní analýza chůze je často používaná metoda, která vede k porozumění multifaktoriálních dysfunkcí hemiparetické chůze. Chůze může být kvantifikována časově, kinematicky, kineticky a elektromyograficky. Kinetické a kinematické charakteristiky jsou závislé na úrovni motorické obnovy a času od afekce.

Nejčastěji hodnocené parametry při vyšetření chůze jsou délka kroku, délka trvání jednooporové fáze a procentuální podíl stojné fáze paretické a neparetické dolní končetiny (Yavuzer, 2007, s. 5). Goldie, Matyas, Evans uvádí, že prodloužení doby jednooporové fáze paretické dolní končetiny je dobrým ukazatelem zvyšujícího se zatížení paretické končetiny, zatímco prodloužení doby jednooporové fáze neparetické dolní končetiny je dobrým ukazatelem zlepšení rozvoje paretické končetiny ve smyslu posunu vpřed. Poukazují na to, zda je cílem terapie zvýšit rychlost a zlepšit vzor chůze, měla by být rehabilitace zaměřena na snížení trvání jednooporové fáze neparetické dolní končetiny (Goldie, Matyas, Evans, 2001, p. 1064). Zaměřit se pouze na prodloužení jednooporové fáze paretické končetiny, může mít za následek dosažení symetrického vzoru, ale rychlost chůze se pravděpodobně sníží (Yavuzer, 2007, p. 5).

V procesu reedukace chůze pracujeme se schopností motorického učení. Jde o získanou formu chování, jež je výsledkem učení a paměti. Paměť lze klasifikovat na sensorickou, krátkodobou a dlouhodobou. Sensorická paměť má schopnost podržet smyslovou informaci v příslušné sensorické oblasti po dobu několika stovek milisekund (Králiček, 2011, s. 174).

Podmínkou pro přizpůsobení měnícím se vnějším podmínkám během lokomoce je dostatečná a neporušená inter- a intra-končetinová koordinace bez ztráty posturální stability. Některé reakce na vzniklé situace jsou okamžité, jiné pomalejší (Lam, Anderschitz, Dietz, 2006, p. 771; Morton, Bastian, 2006, p. 9107). Autoři se shodují, že pro rychle probíhající

reaktivní změny je vhodné využít periferního feedbacku. (Lam, Anderschitz, Dietz, 2006, p. 766).

Pro řízení posturální stability těla je základem příjem a zpracování vestibulární, zrakové a somatosenzorické informace v CNS. Somatosenzorický systém zahrnuje jak kožní čítí, tak propiocepci. Aktivita podrážděných mechanoreceptorů se v CNS spojuje v komplexní taktilní vjem, a jelikož se mechanoreceptory nacházejí i v měkkých tkáních nohy, mohou hrát roli v řízení vzpřímeného stoje. Zpětná vazba z propioceptorů dolních končetin a zejména z nohou má zásadní vliv na udržování stability. Změna ve vztahu k napřímené pozici často souvisí se změnou tlaku pod ploškami noh (Kars et al., 2009, s. 932; Králíček, 2002, s. 71).

Podkladem diplomové práce byly teoretické znalosti vlivu somatosenzorické informace z chodidel na řízení posturální stability, která je nezbytnou součástí pro fyziologické uskutečnění mechanismu chůze. Existuje několik vědeckých studií, které se zabývají ovlivněním posturální stability aplikací různých podnětů na plošku nohy. Ovlivnit somatosenzorickou informaci z plošky nohy se snažili pomocí podchlazení (Magnusson et al., 1990), anestezie (Meyer, Oddsson, De Luca, 2004), ischemické blokády (Fitzpatrick, Rogers, McClosley, 1994), vibrační nebo jiným stimulem plošky (Kavounoudias, Roll, Roll, 1998; Prezner-Domjan et al., 2011; Vaillant et al., 2008). Studie uvádí určitý vliv stimulace zevním podnětem na posturální stabilitu.

Vaillant et al. (2008) se zabývali vlivem masáže chodidla a mobilizací drobných kloubů nohy na posturální kontrolu během klidového stoje. Cílovou skupinou jejich studie byli probandi průměrného věku 74,5 let bez výrazných potíží ovlivňující posturální stabilitu. Masáž chodidel i mobilizace kloubů byla prováděna dvěma terapeuty zároveň a trvala celkem 20 minut. Cílem bylo zvýšit lokální prokrvení, což mělo vést ke stimulaci kožních receptorů. Sledovaným parametrem byla trajektorie COP. Při měření s vyřazením zrakové kontroly se ukázalo, že došlo po několika vteřinách k signifikantně rychlejší a pohotovější reaktivaci posturální kontroly a zvýšení posturální stability. Studie potvrzuje pozitivní efekt manuálního ošetření chodidla masáží a mobilizace kloubů nohy na posturální stabilitu.

Vlivem stimulace kožních mechanoreceptorů plošky nohy na řízení posturální kontroly se zabývala Kavounoudias, Roll, Roll (1998). Účastnilo se 10 zdravých probandů ve věku 22-25 let. Vibrace aplikovala v oblasti hlaviček metatarsů a/nebo v oblasti paty. Sledovaným parametrem byla trajektorie COP. Při aplikaci vibrace na jedno chodidlo nebo na obě chodidla zároveň došlo u všech probandů k vychýlení celého těla určitým směrem. Směr vychýlení se odvíjel dle konkrétní lokalizace stimulace plošky. Byl vždy opačný než místo stimulu.

Opačný směr vychýlení těla vysvětluje jako kompenzační reakci na uměle vytvořenou nerovnováhu způsobenou aplikací vibrace, čímž potvrzuje vliv na rovnováhu a stabilitu.

Preszner-Domjan et al. (2011) zkoumali vliv stimulace plosky nohy pomocí desky se špičatými hroty a následně pomocí manuální stimulace na posturální stabilitu u zdravých probandů. Den předem jim byla pomocí anestetika znecitlivěna ploska nohy. Testování probíhalo na pevné/pěnové podložce s otevřenýma/zavřenýma očima. Sledovaným parametrem byla trajektorie COG. Stimulace hroty na pevné podložce a následně na pěnové trvala 30 minut, během které se měřila trajektorie COG. Nakonec proběhla manuální stimulace chodidla po dobu 10 minut a následovalo poslední měření. Ukázalo se, že po manuální stimulaci chodidla došlo k redukci délky trajektorie při vyšetření na pevné podložce s vyloučením zraku. Stejně výsledky se prokázaly i při stimulaci pomocí desky s hroty, ale pouze na pevné podložce.

Výsledky dosavadních studií zaměřené na ovlivnění plosky nohy, ukazují vliv na kvazi-statickou stabilitu. K určitému zlepšení stability došlo většinou v nějaké specifické situaci (otevřené/zavřené oči, pěnová/pevná podložka). Důležitým faktorem je, že většina těchto studií byla prováděna na skupině zdravých probandů.

Na základě vlastní rešerše nebyla nalezena žádná experimentální studie zabývající se vlivem ošetření měkkých tkání plosky nohy na pohybový vzor chůze u hemiparetických pacientů. Výsledky našeho experimentu tedy přinesly pilotní informace o tom, jak manuální ošetření měkkých tkání plosky ovlivní vzor chůze v úzké skupině hemiparetických pacientů.

5.1 Diskuze k výběru probandů

Pro diplomovou práci byli vybráni probandi s klinickými příznaky hemiparetické chůze. Pro jednotnost příčiny vzniku obrazu hemiparetické chůze byla pro zařazení probanda do studie podmínka hlavní diagnóza CMP. Výběr pohlaví nebyl žádným způsobem selektován, ale větší zastoupení mužských probandů svědčí pro všeobecně větší epidemiologii výskytu CMP u mužů, což je v souladu s autory Appelros, Stegmayr a Terént (2009, p. 1082) a Bruthans (2010, p. 134), jež hovoří o 33% vyšší incidenci a 41% vyšší prevalenci výskytu CMP u mužského pohlaví.

Převažující zastoupení probandů ischemické CMP (iCMP) lze vysvětlit obecně nejčastěji se vyskytující formou všech typů CMP. Podíl iCMP je 80-85% ze všech mozkových příhod (Bauer, 2010, ss. 122-123; Bruthans, 2010, p. 133). Nejčastější výskyt iCMP v povodí a. cerebri media je dán pravděpodobně anatomicky pro svou větší mohutnost než a. cerebri posterior a je přímým pokračováním a. cerebri inferior.

Do studie byli zařazeni probandi ve věku 44-76 let, čímž vznikla poměrně heterogenní skupina. Kritériem výběru probandů byla redukovaná rychlost chůze, změněná délka kroku i doby kontaktu chodidla s podložkou.

Aby nebylo nutno použití podpůrného závěsného systému, byla stanovená podmínka samostatné bipedální lokomoce po dobu měření. To má své opodstatnění z důvodu možné modifikace charakteru chůze. Chůze s podporou závěsného systému, jež je často využívána pro terapii, je symetričtější, méně křečovitá a celkově efektivnější (Hesse et al., 2001, p. 292).

Dalším kritériem byla nepřítomnost potíží se zrakem, která by nebyla správně korigována. Zrak má nezanedbatelný podíl v charakteristice lidské chůze. Vizuální vjem poskytuje možnost získat informace o okolí s předstihem, tudíž dojde k naplánování stereotypu chůze tak, aby nedošlo ke kolizi. (Hollands, Patla, Vickers, 2002, pp. 221-222).

5.2 Diskuze k průběhu měření

Před prvním měřením na FDM-T systému byl každý testovaný jedinec nejprve vyšetřen pro zjištění možných patologií, kvůli kterým by mohl být vyřazen. V rámci kineziologického vyšetření byly zařazeny testy - Modified Ashworth Scale (MAS), Berg Balance Scale (BBS) a Timed Up and Go test (TUG).

Ashworthova škála, Bohannon-Smithova modifikovaná Ashworthova škála a Tardieu škála jsou v současné době používané škály pro hodnocení míry spasticity (Ghotbi et al., 2011, p. 83). Ashworthovy škály jsou nejvíce používané v klinické praxi i výzkumu, nicméně spolehlivost a platnost bývají zpochybňovány (Numanoğlu, Günel, 2012, p. 197).

Na základě prokázané velmi dobré reliability pro posouzení míry spasticity dolní končetiny se statistickou významností pro plantární flexory, byla zvolena právě modifikovaná Ashworthova škála (Ghotbi et al., 2011, p. 83).

Muir S. et al. (2008, p. 449) ve své studii potvrzují, že balance je rozhodující při bipedální lokomoci, a její nerušení je klíčovým rizikovým faktorem pro pád u starších lidí. Wee, Wong a Palepu (2003, pp. 731, 733) považují za významné prediktory balančních schopností u pacientů po iktu funkční stav, věk, sociální zázemí, atd.

Pro zmíněné důvody byl zvolen BBS na základě výsledků systematického review, které identifikovalo BBS jako nejběžněji používaný prostředek hodnocení napříč celé rehabilitace následků iktu. Jedná se o test vysoce spolehlivý, validní, jednoduchý na provedení bez nutnosti speciálního vybavení a úsporný na čas nutný pro provedení. Studie poukazuje na souvztažnost BBS s používanými testy jako je Barthel Index, Postural Assessment Scale for

Stroke Patients, Functional Reach Test. Také adekvátně koreluje s Meyer Assessment či Functional Independence Measure (Blum, Korner-Bitensky, 2008, pp. 559, 561, 565).

TUG byl zvolen z důvodu častého výskytu ve studiích zaměřených na hodnocení funkční mobility či základních lokomočních dovedností a pro rychlé provedení bez nutnosti speciálního vybavení či odborné přípravy. Na podkladě systematického review (Hafsteinsdóttir, Rensink, Schuurmans, 2014, pp. 200, 206, 208) je TUG hodnocen jako dostatečně validní, spolehlivý a citlivý pro detekci malé změny v základních funkcích mobility po iktu. Byla zjištěna dobrá korelace mezi TUG a BBS. Studie se však rozcházejí v postupu a pokynech provedení. Některé studie uvádí použití pomůcky, jiné nikoli. Žádný autor však nepopsal rozdíl v době potřebné pro chůzi s/bez pomůcky.

Pro zachování stejných výchozích podmínek při opakování TUG bylo nutné dodržet shodný postup provedení, zajistit stejnou výšku židle, a dodržet shodný směr otáčení probanda. Podle Hafsteinsdóttir, Rensink, Schuurmans (2014, p. 206) výška židle signifikantně ovlivní TUG skóre. Dosažené skóre TUG bude vyšší, bude-li se pacient otáčet ve směru afektované strany.

Pro hodnocení parametrů chůze byl zvolen FDM-T systém firmy Zebris®. Během posledních 20 let je hojně využíváno přístrojů pro klinické studie chůze a aplikovaný výzkum. Charakteristiky chůze měřené téměř v reálném čase, které poskytují, mají vysokou úroveň spolehlivosti (Reed, Urry, Wearing, 2013, p. 2). Měření systémem FDM-T není zatíženo subjektivním pohledem posuzovatele, proto se jedná o dostatečně objektivní metodu. Je třeba vzít v úvahu odlišný charakter chůze na páse a běžné chůze. Například odpadá vědomé řízení rychlosti v průběhu chůze.

Proband byl instruován k chůzi na stabilometrické plošině bez obuvi a bez ponožek. Důvodem je vyvarovat se sklouzávání špatně padnoucích ponožek, což by se mohlo projevit na pohybovém vzoru při lokomoci. Takové opatření vyplynulo z pilotního měření jediného pacienta zrealizované před vlastním experimentem, kdy špatně padnoucí ponožky působily rušivě na průběh měření. V krajním případě by mohlo představovat určitou hrozbu narušení balance a následně zvyšovat riziko pádu. Toto opatření je v souladu s Tsai a Lin (2013, p. 88), kteří studovali charakter chůze v ponožkách a chůzi naboso. Chůze v ponožkách na hladkém povrchu vykazuje opatrnější charakter a snížení rychlosti u starších jedinců. Studie upozorňuje na zvýšené nebezpečí zejména u těch, kteří trpí narušenou rovnováhou. Jednou z možných příčin by mohla být redukováná kožní plantární senzitivita. Další redukce plantární senzitivitě zpětné vazby při chůzi s ponožkami by mohla vést k dalšímu snížení aferentace pro řízení lokomoce.

Po uvedení pásu do pohybu, se pacient procházel z důvodu adaptace na chůzi po páse, dle doporučení z manuálu (Zebris® Medical GmbH, 2011, s. 32). Chůze na páse může být zpočátku novou zkušeností a to může mít vliv na míru spolehlivosti získaných dat. Dále je třeba zvážit rovnocennost získaných dat na chodícím páse a na známém povrchu, například chůze po chodbě. Spolehlivá a platná data lze získat z chodícího pásu, když má proband dostatek času na seznámení se s odlišným způsobem pohybu. Stanovit dobu adaptace není jednoznačné, protože autoři studií se značně liší. Matsas, Taylor, McBurney (2000, p. 46) uvádí, že rozdíly se stírají po 6 minutách chůze po páse. Ve studiích, které nezaznamenaly významné rozdíly, bylo probandům poskytnuto 30-75 min na adaptaci. Naproti tomu Strathy, Chao a Laughman (in Matsas, Taylor, McBurney, 2000, p. 46) prokázali významné rozdíly a poskytovali čas na adaptaci u zdravých jedinců 1-2 min. Zmíněné informace by mohly poukazovat na jakousi závislost mezi časem stráveným chůzí na páse a mírou adaptace. Probandi našeho experimentu se adaptovali po dobu 2 minut z důvodu vyhnout se nástupu únavy, která by krokový cyklus výrazně ovlivnila.

Není pochyb o tom, že při různé rychlosti chůze dochází k ovlivnění charakteru krokového cyklu. Studium celkové koordinace ovlivněné v důsledku modifikované rychlosti chůze bylo zjištěno, že koordinace byla alterována při pomalejší rychlosti ve srovnání s běžnou rychlostí u zdravých jedinců. To může být vysvětleno většími nároky na pozornost nutnou pro udržení rovnováhy při pomalé chůzi (Plotnik et al., 2013, pp. 864-865). Hodnocení symetrie chůze a odhalení kompenzačních mechanismů se často provádí buď při rychlosti chůze individuálně zvolené pacientem, nebo při rychlejší, pro pacienta komfortní vycházkové rychlosti. Beaman et al. (2010, p. 314) se zabývají otázkou, zda deficit projevující se při rychlosti dle vlastního výběru je srovnatelný při rychlejší chůzi a zda dojde k předpokládanému zvýraznění kompenzačních mechanismů. Výsledky naznačují, že rychlost chůze dle vlastního výběru pacienta může být nedostatečná pro identifikaci deficitu hemiparetické chůze. Na druhou stranu nebylo prokázáno, jaká rychlost spolehlivěji odhaluje zásadní deficit. Rychlost pásu pro účely experimentu byla nastavena individuálně tak, aby byla pro pacienta přijatelná a komfortní.

V konečném důsledku mohl být výsledek měření ovlivněn i psychikou pacienta. Kognitivní a motorický projev je ovlivňován psychickým rozpoložením, protože jak uvádí Hausdorff et al. (2008, p. 1338), pacienti trpící depresi vykazují pomalejší vzor chůze. Cévní mozková příhoda negativně přispívá k psychickému stavu postiženého pocitem úzkosti, strachu z pádu a depresi. To znamená, že tato skutečnost mohla určitým způsobem modulovat časoprostorové charakteristiky. Podle subjektivního pozorování pacientů byla

zaznamenána určitá nedůvěra pacientů při prvním měření. To by mohlo být vysvětleno právě nedostatečnou či žádnou předchozí zkušeností s chůzí na páse. Při dalších kontrolních měřeních několik pacientů vyjádřilo možnost navýšení rychlosti chodícího pásu. Na druhou stranu tím, že byl zjišťován okamžitý efekt terapeutické intervence, byl eliminován negativní dopad proměnlivého charakteru psychického rozpoložení pacienta, měnící se každý den.

5.3 Diskuze k terapeutické intervenci

Význam měkkých tkání pro pohybovou soustavu je často v rámci terapie opomíjen. Tento významný pohyb měkkých tkání jako předmět soustavného výzkumu je z hlediska objektivizace dosti problematický. Ačkoli je palpační vyšetření bohatým zdrojem informací, jedná se o přísně individuální metodu hodnocení, která není normovaná. Vlastní ošetření měkkých tkání plosky bylo provedeno podle zásad manipulační léčby v myoskeletální medicíně podle Lewita (2003) a Earls & Myers (2011). Při terapii bylo dosaženo předpětí v případě bariéry, a aniž by byl podstatně změněn tlak nebo tah, působil fenomén uvolnění. U všech pacientů byl subjektivně pozorován tzv. release měkkých tkání na obou dolních končetinách. Přístup k terapeutické intervenci byl v souladu s ohledem vyvarovat se vzniku obranných mechanismů jako reakce na nepřiměřený tlak působící bolest. Nociceptivní aferentace spouští obranný program, který moduluje průběh pohybu s cílem vyhnout se dalšímu poškození. Tato modulace probíhá na úrovni daného segmentu, ale také na úrovni globálního pohybu. Terapie nebyla prováděna bezprostředně po plánované terapii v rámci hospitalizace.

5.4 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE 1

Ve vědecké otázce 1 bylo zjišťováno, jak ovlivní ošetření měkkých tkání plosky dolní končetiny funkční parametr TUG testu. Otázka byla řešena pomocí dvou hypotéz.

5.4.1 Diskuze k hypotéze H₀₁

U hypotézy H₀₁ byla snaha o porovnání parametru TUG testu před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny. Dle naměřených hodnot nebyl prokázán signifikantní vliv ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny na parametr funkčního testu TUG.

Nejrozšířenější kvalitativní metoda, reflektující schopnost chůze pacientů po CMP, je měření její rychlosti (Van Peppen et al., 2004, p. 851). Ukazuje se jako spolehlivý ukazatel funkčního stavu pacienta (Yavuzer, 2007, p. 4). Rychlost chůze může být ovlivněna mnoha

faktory. Za primární vlivy lze považovat porušení selektivního řízení pohybu, snížení balanční schopnosti a sekundární vznik kompenzačních mechanismů (Kwakkel, Wagenaar, 2002, p. 433). Reisman et al. (2007, p. 1871) uvádí, že rychlost hemiparetické chůze se odvíjí od stupně motorického poškození. Reisman et al. (2007, p. 1871) předpokládá, že stupeň motorického postižení ani rychlost chůze nekoreluje se schopností lokomoční adaptace.

Snížení parametru testu TUG lze pozorovat v našem testovaném souboru, avšak bez statistické významnosti. Jedním z možných vysvětlení, proč nedošlo k výraznější změně, by mohl být fakt, že ošetření měkkých tkání paretické dolní končetiny je změna natolik nepatrná, aby se mohla uplatnit a projevit při změně rychlosti chůze, a s tím ovlivnit funkční mobilitu.

5.4.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

U hypotézy H₀₂ byla snaha o porovnání parametru TUG testu po jednostranném ošetření (ošetření měkkých tkání plošky paretické dolní končetiny) a oboustranném ošetření (ošetření měkkých tkání plošek paretické a neparetické dolní končetiny). Dle naměřených hodnot bylo prokázáno signifikantní snížení parametru TUG testu po oboustranném ošetření plošek.

Zvýšení rychlosti chůze po oboustranném ošetření měkkých tkání mohlo být, mimo jiné, v důsledku snížení asymetrie časoprostorových charakteristik krokového cyklu. Lokomoce tak klade menší energetické nároky, lokomoční projev se přibližuje směrem k fyziologii a tím je bezpečnější. Medián hodnot po jednostranném ošetření paretické končetiny byl **10,4 s** a po oboustranném ošetření klesl na **9,6 s**. Z prostého porovnání hodnot všech tří měření je patrný trend určitého „zrychlování“ probandů s opakovanou zkušeností testu. Tento jev lze pozorovat u nadpoloviční většiny probandů. V případě 91% probandů byl poslední měřený čas nejkratší. Jedním z možných vysvětlení by mohla být opakovaná zkušenost. Podle subjektivního dojmu byli pacienti vnitřně motivováni k lepšímu výkonu s opakovaným prováděním TUG testu. K lepšímu výkonu mohli využít možnou rezervu, nevyužitý potenciál pro navýšení rychlosti chůze. Domníváme se tak na základě zvolené rychlosti chůze, která měla být v obvyklém tempu. V tempu, které je pro pacienta komfortní. Nabízí se úvaha nad zvolenou rychlostí chůze pro provedení TUG testu. Zda by nebyla vhodnější chůze v maximální možné bezpečné rychlosti. Také se lze zamyslet nad otázkou spolehlivosti opakování testu. Pochybnosti v souvislosti s opakováním testu jsou vyvráceny Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans (2014, s. 206), kteří tvrdí, že opakovatelnost TUG je vysoce spolehlivá. Na zvážení by mohla být citlivost provedeného testu, a zda by nebylo vhodnější provedení TUG testu v kombinaci s motorickým či kognitivním úkolem. A to z důvodu, že

testovaný soubor tvořili pacienti plně soběstační v aktivitách běžných denních činností a lokomotoricky na úrovni nevyžadující bezpodmínečnou nutnost dopomoci další osobou. Riziko pádu se v průběhu běžných denních činností jedince nejlépe ozřejmí testy, které představují složité životní situace (Bloem et al., 2001, p. 192). Bloem et al. předpokládají, že u pacientů bez poškození kognitivních funkcí je vhodnější pro vyšetření rizika pádu použít kombinaci dvou motorických úkolů. U takových pacientů při použití kombinace motorického a kognitivního úkolu se náchylnost k pádu nemusí projevit. Jelikož u testovaného souboru po cévní mozkové příhodě určité poškození kognitivních funkcí předpokládáme, vhodný by byl motorický úkol v kombinaci s úkolem kognitivním.

Nelze opomenout výběr měřených probandů. Vzhledem k tomu, že skupinu tvořili i pacienti, kteří využívali rehabilitační pomůcky (berle, hole), mohly být výsledky ovlivněny i touto skutečností. Podle některých studií nemá významný vliv opěrná pomůcka na rychlost chůze, jiné uvádí opak.

5.4.3 Shrnutí hypotéz H₀₁, H₀₂

Parametr rychlosti chůze je využíván k testování kvalitativních schopností chůze a obecně je akcelerace/decelerace ukazatelem funkčního stavu pacienta. Významné zvýšení rychlosti chůze bylo prokázáno pouze po bilaterálním ošetření měkkých tkání plosek (paretické a neparetické dolní končetiny). Na základě tohoto zjištění bychom očekávali například redukci šířky kroku nebo prodloužení délky kroku. Snížil-li se šířka kroku, zmenší se opěrná báze, což by mohlo být bráno jako projev stabilnější chůze. Tento předpoklad nebyl později potvrzen, jak vyplývá z následujícího textu. Na základě toho není možné jednoznačné vyjádření ve smyslu zlepšení/zhoršení funkčního stavu po unilaterální/bilaterální terapeutické intervenci.

5.5 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE 2

Ve vědecké otázce 2 bylo zjišťováno, jaký je rozdíl v časoprostorových charakteristikách před a po ošetření měkkých tkání plosky nohy. Daná otázka byla řešena pomocí dvou hypotéz.

5.5.1 Diskuze k hypotéze H₀₃

U hypotézy H₀₃ byly porovnány časoprostorové charakteristiky chůze před a po ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny. Dle naměřených hodnot byl prokázán signifikantní vliv pro parametry: *Stride length*, *Step time* neparetické dolní končetiny, *Stride time*, *Cadence*, *Length of gait line paretické dolní končetiny*, *Time maximum force1* neparetické dolní končetiny, *Time maximum force2 paretické dolní končetiny*.

Prvním souborem sledovaných parametrů byla geometrie kroku, konkrétně Step length, Stride length a Step width. Asymetrie při hemiparetické chůzi není konzistentní. Shodně s Chen et al. (2004) nebo Kim a Eng (2003) i v našem experimentu mělo několik probandů kratší krok paretickou dolní končetinou, jiní zase neparetickou dolní končetinou. Balasubramanian et al. (2007, p. 49) tento jev vysvětluje jako nutnost používat větších kompenzací u pacientů se závažnějšími projevy hemiparetické chůze, kdy u nich lze pozorovat delší krok paretické než neparetické končetiny.

Z měření parametrů geometrie kroku vyplynul parametr *Stride length* jako statisticky významný. Nelze z něj však usuzovat, ve prospěch které končetiny ke změně došlo, protože nedošlo k statisticky významné změně v průměrné délce kroku paretické, ani u neparetické končetiny. Při prostém porovnání hodnot *Step length* lze pozorovat trend prodloužení délky kroku, ale ani jedna končetina nemá převahu. Z této změny se nelze vyjádřit ke změně symetrie, jak Buurke (2005, p. 45) poukazuje na její důležitost jako klinický ukazatel zotavování a funkčnosti.

Co se týče timing parametrů, lze pozorovat statisticky významnou změnu v parametru *Step time* neparetické končetiny, *Stride time* a *Cadence*. U Step time došlo stejně jako u *Stride time* k zvýšení a *Cadence* se snížila. Vezmeme-li v úvahu předchozí zjištění nárůstu délky dvojkroku - *Stride length* spolu s *Stride time*, což je doba od prvního kontaktu nohy po následující stejný kontakt stejné končetiny, může být očekávána redukce počtu kroků za časový úsek – *Cadence*. Předpokladem je konstantní rychlosti chůze a doba měření analyzovaného intervalu. Tento předpoklad byl potvrzen. Průměrná *Cadence* všech probandů

před terapií byla 75,6 kroků/min a po terapii 69 kroků/min. Došlo k 14% redukci průměrného počtu kroků za minutu.

Ze statisticky významného nárůstu doby mezi prvním kontaktem neparetické končetiny a prvním kontaktem paretické končetiny – *Step time*, bychom mohli usuzovat na prodloužení doby, kdy se končetina účastní vlastního transferu vpřed.

Z diagramu posuzující průběh COP krokového cyklu – Butterfly diagram, lze vidět, že parametr *Length of gait line*, dosáhl vysoké hodnoty signifikance 0,009. Jedná se o číselný údaj vyjadřující změnu polohy COP jedné dolní končetiny, v tomto případě *paretické*. Z hodnoty mediánu před a po terapii pozorujeme změnu ve smyslu zvýšení. Z číselných hodnot jednotlivých probandů lze vidět nárůst u 10 případů z 11. U jednoho probanda došlo ke snížení. Průměrně došlo k nárůstu o 12 mm. Tato skutečnost by mohla ukazovat na větší zatížení *paretické* končetiny. Dráha COP paretické končetiny od iniciálního kontaktu po toe-off byla prodloužena a končetina byla více zapojena do chůzového cyklu.

Dle parametrů vertikální složky reakční síly stojné fáze krokového cyklu lze vidět dva parametry, které dosáhly hladiny statistické významnosti. To se týká *Time maximum force1* pro neparetickou dolní končetinu a *Time maximum force2* pro paretickou dolní končetinu. Časové určení prvního maxima v krokovém cyklu - *Time maximum force1* neparetické končetiny nabývá přírůstku o 3 %. Naopak časové určení druhého maxima v krokovém cyklu - *Time maximum force2* paretické končetiny dosahuje úbytku o 2 %. Uvažujeme-li *Time maximum1* jako okamžik, ve kterém dosáhla reakční síla podložky maxima během krokového cyklu, můžeme konstatovat, že po terapii k prvnímu maximálnímu zatížení došlo v krokovém cyklu později. Protože je rozdíl malý, zásadní vliv na průběh krokového cyklu nelze konstatovat. Podle vertikální složky reakční síly podložky v průběhu krokového cyklu, je první maximum znázorněno jako první vrchol po prudkém stoupání jako důsledek zatěžování končetiny nad hodnotu klidové tíhové síly těla. *Time maximum force2* paretické končetiny je okamžik, ve kterém reakční síla podložky dosáhla druhého maxima během krokového cyklu, tedy druhého vrcholu v důsledku zátěže končetiny nad hodnotu klidové tíhové síly těla. Za fyziologických podmínek tento vrchol odpovídá závěru stojné fáze těsně před vznikem dvouoporové fáze. Snížení hodnoty mediánu naznačuje, že k maximálnímu zatížení došlo v krokovém cyklu dříve, tím pádem mohla být stojná fáze paretické končetiny zkrácena.

5.5.2 Diskuze k hypotéze H₀₄

U hypotézy H₀₄ byly porovnány časoprostorové charakteristiky po jednostranném ošetření (ošetření měkkých tkání plosky paretické dolní končetiny) a oboustranném ošetření (ošetření měkkých tkání plosek paretické a neparetické dolní končetiny). Dle naměřených hodnot nabývá hladiny signifikantní významnosti pouze jeden parametr – *Stance phase paretické* dolní končetiny.

U ostatních měřených časoprostorových charakteristik nebyl pozorován signifikantní rozdíl ani trend, který by naznačoval pozitivní/negativní vývoj. Lze pozorovat významné snížení procentuálního zastoupení *Stance phase paretické* končetiny, a k tomu trend postupného zvyšování *Swing phase* taktéž *paretické* končetiny. Na tuto kombinaci by mohlo být pohlíženo jako na určitý vývoj poměru stojná/švihová fáze paretické končetiny.

5.5.3 Shrnutí hypotéz H₀₃, H₀₄

U časoprostorových charakteristik nebyly zjištěny výrazné rozdíly, na základě kterých bychom mohli zaujmout stanovisko pro jednoznačné tvrzení. Buurke (2005, p. 45) uvádí, že prodloužením délky kroku se zvýší rychlost chůze a pravděpodobně dojde ke zmenšení šířky kroku. Toto tvrzení se nepotvrdilo v žádné hypotéze. Lze poukázat na změny ve více časoprostorových parametrech, ke kterým došlo po unilaterálním ošetření měkkých tkání (paretické DK) než po ošetření bilaterálním (paretické a neparetické DK). Lze konstatovat patrný, ale v globále neurčitý, vývoj při terapeutické intervenci na paretické dolní končetině.

5.6 Limity práce

Limitujícím faktorem práce je bezesporu malý vzorek pacientů. To je dáno zejména tím, že pacienti, kteří nebyli schopni samostatné chůze na plošině po dobu měření, nemohli být zařazeni. Nerovnoměrnost v zastoupení pohlaví znemožňuje vyjádření se k rozdílům mezi pohlavími ve změně jednotlivých parametrů. Tato práce se však touto otázkou nezabývá, ale do budoucna by se to mohlo stát předmět dalšího zkoumání. Rozdíly v chůzi u mužů a žen jsou zřejmé. Bruening et al. (2015, p. 540) považují kinetické parametry pánve a trupu za klíčové rozdíly. Ženská pánev vykazuje větší sklon pánve ve frontální rovině, větší rotace pánve vůči trupu, ale větší stabilitu trupu a hlavy. Ženy mají vyšší kadenci a kratší délku kroku než muži.

Pro porovnání výsledků byl limitující nedostatek studií, zabývajících se podobnou problematikou. Prakticky nebyly dohledány žádné studie zabývajících se vlivem ošetření měkkých tkání plosky na lokomoční vzor chůze. Většina dohledaných studií se zaměřuje na

ovlivnění somatosenzorické funkce nohy, která je objektivně hodnocena změnou posturální stability kvazi-statického stoje.

ZÁVĚRY

Cílem diplomové práce bylo posoudit, zda a do jaké míry, ovlivní ošetření měkkých tkání plosky pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů. Noha je komplexní struktura bohatě zásobena receptory mající statickou i dynamickou funkci. Představuje nejdůležitější vstup pro taktilní vnímání, který má podíl na celkovém lokomotorickém projevu jedince. Měkko-tkáňové struktury zastávají funkce při tlumení nárazů, přenosu tíhové i reakční síly, generují síly během lokomoce a korigují oscilace kvazi-statického stoje.

Na základě vlastní rešerše nebyla dohledána žádná experimentální studie, zabývající se vlivem ošetření měkkých tkání plosky na pohybový vzor chůze u hemiparetických pacientů. V práci byly porovnány časoprostorové charakteristiky chůze měřené pomocí silové plošiny určené k dynamické analýze. Hodnocen byl vliv unilaterálního ošetření měkkých tkání plosky (paretické) dolní končetiny a následně byl zjišťován rozdíl vlivu unilaterálního/bilaterálního ošetření měkkých tkání plosek. Objektivizace byla doplněna i hodnocením parametru funkčního testu TUG.

Hladiny signifikantní významnosti dosáhly výsledky v testu TUG po bilaterálním ošetření měkkých tkání plosky, ale při objektivním hodnocení silovou plošinou tyto výsledky nebyly potvrzeny. Při unilaterálním ošetření měkkých tkání plosky, jsou statisticky významné parametry *Stride length*, *Step time* neparetické DK, *Stride time*, *Cadence*, *Length of gait line* paretické dolní končetiny, *Time maximum force1* neparetické dolní končetiny a *Time maximum force2* paretické dolní končetiny.

Z výsledků měření lze pozorovat silnější vliv, reflektovaný variabilitou časoprotorových charakteristik, po unilaterálním ošetření plosky paretické dolní končetiny, ale nelze na základě těchto výsledků hovořit o jednoznačně pozitivním/negativním vlivu terapeutické intervence. Cílem práce bylo poukázat na význam ošetření měkkých tkání plosky, který je často v rámci celkové terapie opomíjen, což výsledek práce naznačuje. Přínosem do praxe by mohlo být ošetření měkkých tkání plosky v rámci autoterapie prováděné pacientem nebo zaškolenými rodinnými příslušníky.

Předmětem dalšího experimentu by měření mohlo být doplněno o hodnocení posturální stability ve vzpřímeném bipedálním stoji. Nabízí se tím další možnost, jak ozřejmit možnou změnu ve funkci nohy a práci s COP hemiparetických pacientů po ošetření měkkých tkání plosky/plosek. Realizace by byla možná například s využitím stabilometrické silové plošiny. Také by se výběr testovaného vzorku rozšířil o pacienty, kteří jsou schopni „pouze“ bipedálního stoje bez nutnosti pomůcky a výpovědní hodnota výsledku práce by byla větší.

V souvislosti s tím by výsledek mohl být větším přínosem do praxe, protože by nebyl omezen pouze na pacienty schopné samostatné bipedální lokomoce, ale již na ty, kteří této lokomotorické úrovni zatím nedosáhli. Se zaměřením na dlouhodobý efekt by byl vhodný experiment o dvou skupinách pacientů – jedna skupina by zahrnovala pacienty v terapii v rámci hospitalizace s ošetřením měkkých tkání plosky a druhá bez přidaného ošetření měkkých tkání plosky.

REFERENČNÍ SEZNAM

APPELROS, P., STEGMAYR, B., TERÉNT, A. 2009. Sex differences in stroke epidemiology: a systematic review. *Stroke*. 2009, vol. 40, no. 4, pp. 1082-1090. ISSN 1524-4628.

BALASUBRAMANIAN, C. K., BOWDWN, M. G., NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A. 2007. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007, vol. 88, no. 1, pp. 43-49. ISSN 1532-821X.

BAUER, J. 2010. Cévní mozkové příhody. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře*. Praha: Medical Tribune CZ, 2009- [online]. 2010. [cit. 15. 5. 2015]. ISSN 1803-7542. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20216-cevni-mozkove-prihody>

BEAMAN, C. B., PETERSON, C. L., NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A. 2010. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait & Posture*. 2010, vol., no., pp. ISSN 0966-6362.

BLOEM, B. R., VALKENBURG, V. V., SLABBEKOORN, M., WILLEMSSEN, M. D. 2001. The Multiple Tasks Test Development and Normal Strategies. *Gait & Posture*. 2001, vol. 14, no. 3, pp. 191 – 202. ISSN 1879-2219.

BLUM, L., KORNER-BITENSKY, N. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 2008, vol. 88, no. 5, pp. 559-566. ISSN 1538-6724.

BOHANNON, R., SMITH, M. 1987. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical therapy*. 1987, vol. 67, no. 2., pp. 206-7. ISSN 1538-6724.

BRUENING, D. A., FRIMENKO, R. E., GOODYEAR, CH. D, BOWDEN, D. R., FULLENKAMP, A. M. 2015. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & Posture*. 2015, vol. 41, no. 2 , pp. 540-545. ISSN 1879-2219.

BRUTHANS, J. 2010. Epidemiologie cévních mozkových příhod. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře*. Praha: Medical Tribune CZ, 2009- [online]. 2010. [cit. 15. 5. 2015]. ISSN 1803-7542. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20217-epidemiologie-cevnich-mozkovych-prihod>

BUURKE, J. H. 2005. Recovery of Walking After Stroke – What Really Changes? In: Buurke, J. H. *Walking After Stroke – Co-ordination Patterns & Functional Recovery* [online]. The Netherlands: University of Twente. 2005, vol., no., pp. 37 – 52 [cit. 15. 5. 2015]. ISBN 90-365-2140-8. Dostupné z: http://eprints.eemcs.utwente.nl/18674/01/thesis_Buurke.pdf

DANIEL, P., COLDA, A. 2012. Foot functioning paradigms. *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* [online]. 2012, vol. 14, no. 3, pp. 212-217. [cit. 13. 5. 2015]. ISSN 0199-9818. Dostupné z: <http://www.acad.ro/sectii2002/proceedingsChemistry/doc2012-3/art05Petcu.pdf>

EARLS, J., MYERS, T. 2010. *Fascial Release for Structural Balance*. Chichester: Lotus Publishing, ©2010. ISBN 978-1-905367-18-4.

EILS, E., NOLTE, S., TEWES, M., THORWESTEN, L., VÖLKER, K., ROSENBAUM, D. 2002. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*. 2015, vol. 35, no. 10, pp. 1307-1313. ISSN 1873-2380.

ENOKA, M. R. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-6679.

FITZPATRICK, R., ROGERS, D. K., MCCLOSLEY, D. I. 1994. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *The Journal of Physiology*. 1994, vol. 480, no. 2, pp. 395-403. ISSN 1469-7793.

GAGE, J. R. 1991. *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. 1st ed. Oxford: Mac Keith Press, 1991. ISBN 0521412773.

GHOBI, N., NAKHOSTIN, A. N, NAGHDI, S., HASSON, S. 2011. Measurement of lower-limb muscle spasticity: intrarater reliability of Modified Modified Ashworth Scale. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2011, vol. 48, no. 1, pp. 83-88. ISSN 1938-1352.

GIULIANI, C. A. 1990. Adult Hemiplegic Gait. In L. G. Smidt (Ed.), *Gait in Rehabilitation*. New York, NY: Churchill Livingstone.

GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A., EVANS, O. M. 2001. Gait After Stroke: Initial Deficit and Changes in Temporal Patterns for Each Gait Phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001, vol. 82, no. 8, pp. 1057 – 1065. ISSN 1532-821X.

HANUŠOVÁ, Š. 2005. *Reflexní význam funkčních a strukturálních změn měkkých tkání v pohybové soustavě: Klinická studie z oboru fyzioterapie*. Školitel, Bartůňková, S. Praha, 2005. Dizertační práce, Univerzita Karlova, FTVS.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., RENSINK, M., SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Topics in stroke rehabilitation*. 2014, vol. 21, no. 3, pp. 197-210. ISSN 1945-5119.

HAUSDORFF, J. M., SCHWEIGER, A., HERMAN, T., YOGEV-SELIGMANN, G., GILADI, N. 2008. Dual Task Decrements in Gait among Healthy Older Adults: Contributing Factors. *The Journal of Gerontology: Series A*. 2008, vol. 63, no. 12, pp. 1335 – 1343. ISSN 1758-535X.

HESSE, S., WERNER, C., BARDELEBEN, A., BARBEAU, H. 2001. Body weight-supported treadmill training after stroke. *Current atherosclerosis reports*. 2001, vol. 3, no. 4, pp. 287-294. ISSN 1523-3804.

HOLLANDS, M. A., PATLA, A. E., VICKERS, J. N. 2002. "Look where you're going!": gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion. *Experimental brain research*. 2002, vol. 143, no. 2, pp. 221-230. ISSN 1432-1106.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait & Posture*. 2005, vol. 22. no. 1, pp. 57-62. ISSN 1879-2219.

KARS, H. J. J., HIJMANS, M. J., GEERTZEN, J. H. B., ZIJLSTRA W. 2009. The Effect of Reduced Somatosensation on Standing Balance: A Systematic Review. *Journal of Diabetes Science and Technology*. 2009, vol. 3, no. 4, pp. 931-943. ISSN 1932-2968.

KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, R., ROLL, J. P. 2001. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*. 2001, vol. 532, no. 3, pp. 869-878. ISSN 1469-7793.

KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, R., ROLL, J. P. 1998. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*. 1998, vol. 9, no. 14, pp. 3247-3252. ISSN 0959-4965.

KIM, C. M., ENG, J. J. 2003. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture*. 2003, vol. 18, no. 1, pp. 23-28. ISSN 1879-2219.

KOLÁŘ, P. et al. 2010. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd., Praha: Galén, 2010. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, P., OLŠANSKÁ, Š. 1996. Funkční poruchy a kožní citlivost. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*. 1996, vol. 5, no. 1, ss. 9-13. ISSN 1210-5481.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. Vydání. Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-244-4266-2.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Třetí, přepracované a rozšířené vydání. Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

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

KWAKKEL, G., WAGENAAR, R. C. 2002. Effect of Duration of Upper- and Lower-Extremity Rehabilitation Sessions and Walking Speed on Recovery of Interlimb Coordination in Hemiplegic Gait. *Physical Therapy*. 2002, vol. 82, no. 5, pp. 438 – 448. ISSN 1538-6724.

LAM, T., ANDERSCHITZ, M., DIETZ, V. 2006. Contribution of Feedback and Feedforward Strategies to Locomotor Adaptations. *Journal of Neurophysiology*. 2006, vol. 95, no. 2, pp. 766 – 773. ISSN 1522-1598.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological Basis of Movement*. Pennsylvania: Human Kinetics. ISBN 0-88011-756-7.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. 5th ed. Edinburg: Churchill Livingstone, 2012. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, ve spolupř. s ČLS JEP, 2003. ISBN 80-86645-04-5.

MAGNUSSON, M., ENBOM, H., JOHANSSON, R., PYYKKO, I. 1990. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration induced body-sway. *Acta Oto-Laryngologica*. 1990, vol. 110, no. 3-4, pp. 182-188. ISSN 0001-6489.

MASSION, J., WOOLLACOTT, M. H. 1996. Posture and equilibrium. In Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H. (Eds.). *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London: Hodder Headline.

MATSAS, A., TAYLOR, N., MCBURNEY, H. 2000. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*. 2000, vol. 11, no. 1, pp. 46-53. ISSN 0966-6362.

MCKEON, P., HERTEL, J., BRAMBLE, D., DAVIS, I. 2015. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*. 2015, vol. 49, no. 5, pp. 1-9. ISSN 1473-0480.

MEYER, M. 2002. Clinical neurokinesiology of spastic gait. *Bratisl Lek Listy*. 2002, vol. 103, no. 1, pp. 3-11. ISSN 1336-0345.

MEYER, P. F., ODDSSON, L. I., DE LUCA, C. J. 2004. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental brain research*. 2004, vol. 157, no. 4, pp. 526-36. ISSN 1432-1106

MORTON, S. M., BASTIAN, A. J. 2006. Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *The Journal of Neuroscience*. 2006, vol. 26, no. 36, pp. 9107 – 9116. ISSN 1529-2401.

MUIR, BERG, S. W., CHESWORTH, K., SPEECHLEY, B. M. 2008. Use of the Berg Balance Scale for Predicting Multiple Falls in Community-Dwelling Elderly People: A Prospective Study. *Physical Therapy*. 2008. vol. 88, no. 4, pp. 449-459. ISSN 1538-6724.

- NATALI, N. A., PAVAN, G. P., STECCO, C. 2010. A constitutive model for the mechanical characterization of the plantar fascia. *Connective Tissue Research* [online]. 2010, vol. 51, no. 5, pp. 337-346. ISSN 0300-8207.
- NUMANOĞLU, A., GÜNEL, M. K. 2012. Intraobserver reliability of modified Ashworth scale and modified Tardieu scale in the assessment of spasticity in children with cerebral palsy. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*. 2012, vol. 46, no. 3, pp. 196-200. ISSN 1017-995X.
- OLNEY, J. S., RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics.
- PLOTNIK, M., BARTSCH R. P., ZEEV, A., GILADI, N., HAUSDORFF, J. M. 2013. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait & Posture*. 2013, vol. 38, no. 4, pp. 864-869. ISSN 0966-6362.
- PRESZNER-DOMJAN, A., NAGY, E., SZÄVER, E., FEHER-KISS, A., HORVATH, G., KRANICZ, A. 2011. When does mechanical plantar stimulation promote sensory re-weighting: standing on a firm or compliant surface? *European Journal of Applied Physiology*. 2011, vol. 112, no. 8, pp. 2979-2987. ISSN 1439-6319.
- REED, L. F., URRY, S. R., WEARING, S. C. 2013. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC musculoskeletal disorders*. 2013, vol. 14, pp. 1-10. ISSN 1471-2474.
- REISMAN, D. S., WITYK, R., SILVER, K., BASTIAN, A. J. 2007. Locomotor Adaptation on a Split-Belt Treadmill Can Improve Walking Symmetry Post-Stroke. *Brain*. 2007, vol. 130, no. 7, pp. 1861 – 1872. ISSN 1460-2156.
- ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking*. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006. ISBN 9780781759540.

- SCHROEDER, H. P., COUTTS, R.D., LYDEN, P. D., BILLINGS, E. J., NICKEL, V. L. 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 1995, vol. 32, no. 1, pp. 25-31. ISSN 07487711.
- SMIDT, G. L. 1990. Rudiments of gait. In Smidt, L. G. (Ed.). *Gait on Rehabilitation*. New York, NY: Churchill Livingstone. ISBN 044308663X.
- TREW, M., EVERETT, T. 1997. *Human movement*. New York: Churchill Livingstone. 1997. ISBN 0443044414.
- TSAYI, Y. J., LIN, S. I. 2013. Older adults adopted more cautious gait patterns when walking in socks than barefoot. *Gait & Posture*. 2013, vol. 37, no. 1, pp. 88-89. ISSN 0966-6362
- VAILLANT, J., VUILLERME, N., JANVEY, A., LOUIS, F., BRAUJOU, R., JUVIN, R., NOUGIER, V. 2008. Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Research Bulletin*. 2008, vol. 75, no. 1, pp. 18-22. ISSN 0361-9230.
- VAN PEPPEN, R. P., KWAKKEL, G., WOOD-DAUPHINEE, S., HENDRIKS, H. J., VAN DER WEES, P. J., DEKKER, J. 2004. The Impact of Physical Therapy on Functional Outcomes After Stroke: What's the Evidence? *Clinical Rehabilitation*. 2004, vol. 18, no. 8, pp. 833 – 862. ISSN 1477-0873.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAŘEKA, I. DVOŘÁK, R. 2001. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, vol. 8, no. 1, ss. 33-37. ISSN 1211-2658.
- VERMA, R., NARAYAN, K., GARG, R. K. 2012. Understanding gait control in post-stroke: Implications for management. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*. 2012, vol. 16, no. 1, pp. 16-21. ISSN 1360-8592.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WAVERS, L., PORT, I., VERMUE, M., MEAD, G., KWAKKEL, G. 2009. Effects of Task-Oriented Circuit Class Training on Walking Competency After Stroke A Systematic Review. *Stroke*. 2009, vol. 40, no. 7, pp. 2450-2459. ISSN 1524-4628.

WEE, J. Y., WONG, H., PALEPU, A. 2003. Validation of the Berg Balance Scale as a Predictor of Length of Stay and Discharge Destination in Stroke Rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003, vol. 84, no. 5, pp. 731-735. ISSN 1532-821X.

WHITTLE, M. 2007. *Gait analysis: an introduction*, Elsevier: Butterworth Heineman, 2007. ISBN 0750688831.

YAVUZER, M. G. 2007. Walking After Stroke. *Journal of Physical Medicine and Rehabilitation Sciences*. 2007, vol. 10, no. 1, pp. 1 – 8. ISSN 1537-7385.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. 2011. *Zebris FDM Preview:Uživatelská příručka*. 2011.

SEZNAM ZKRATEK

BBS	Berg Balance Scale
CNS	Centrální nervová soustava
CMP	Cévní mozková příhoda
COG	Center of gravity
COP	center of pressure
CPGs	Central Pattern Generators
DK	Dolní končetina
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
iCMP	Ischemická cévní mozková příhoda
KC	Krokový cyklus
MAS	Modifikovaná Ashworthova škála
MTT	Měkké tkáně
PC	Počítač
TUG	Timed Up end Go

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32).....	13
Obr. 2 Prostorové charakteristiky chůze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 34).....	15
Obr. 3 Chodící pás Zebris® se zabudovanou silovou plošinou (vlastní zdroj).....	34

SEZNAM TABULEK A GRAFŮ

Tab. 1 Statistické zpracování TUG po ošetření paretické DK.....	38
Tab. 2 Statistické zpracování TUG po ošetření paretické/paretické a neparetické DK.....	39
Tab. 3 Základní popisné charakteristiky parametrů geometrie kroku.....	41
Tab. 4 Základní popisné charakteristiky parametrů hodnot timing.....	42
Tab. 5 Základní popisné charakteristiky butterfly parametrů.....	43
Tab. 6 Základní popisné charakteristiky parametrů vertikální složky reakční síly.....	44
Tab. 7 Statistické zpracování hodnot fáze krokového cyklu.....	46
Graf 1 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru TUG po ošetření paretické/paretické a neparetické DK.....	82
Graf 2 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Stride length před a po ošetření paretické DK.....	82
Graf 3 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Step time neparetické končetiny před a po ošetření paretické DK.....	83
Graf 4 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Stride time před a po ošetření paretické DK.....	83
Graf 5 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Cadence před a po ošetření paretické DK.....	84
Graf 6 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Length of gait line paretické končetina před a po ošetření paretické DK.....	84
Graf 7 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Time maximum force1 neparetické končetiny před a po ošetření paretické DK.....	85
Graf 8 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Time maximum force2 paretické končetiny před a po ošetření paretické DK.....	85
Graf 9 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Stance phase paretické končetiny po ošetření paretické/paretické a neparetické DK.....	86

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta

Příloha 2. Tabulka kineziologického vyšetření

Příloha 3. Berg Balance Scale (BBS)

Příloha 4. Timed Up and Go (TUG) Test

Příloha 5. Modifikovaná Ashworthova škála

PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce

Období realizace:

Řešitelé projektu: Bc. Jana Chorváthová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit vliv ošetření měkkých tkání plosky (kůže, podkoží, sval, atd.) na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů. K hodnocení bude použito systému FDM-T, dynamického pásu pro analýzu chůze. Součástí bude také krátké vyšetření celkové mobility.

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu, seznámil/a mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím, že získané údaje budou použity jen pro účely diplomové práce 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 řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za potřebné vědět. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce 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 a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka projektu: _____

V _____ dne: _____

Příloha 2. Tabulka kineziologického vyšetření

n	p.	rok nar.	základní diagnóza	doba vzniku CMP	předchozí CMP	pomůcka	porucha čítí	spasticita	BBS	změna MTT
1	M	1965	i ACM dx.	4.9.14	-	1 FH	povrchové (akrum IDK)	1	42/56	ano
2	M	1952	i VB sin.	12.9.14	-	-	povrchvé (akrum pDK)	1	39/56	ano
3	M	1958	h BG sin.	20.9.10	-	VH	povrchové (akrum pDK)	1	38/56	ano
4	M	1952	i ACM dx.	20.10.14	-	-	-	1	48/56	ano
5	M	1955	i TH dx.	18.11.14	-	-	-	1+	51/56	ano
6	M	1963	i ACM dx.	28.12.14	-	-	-	1	49/56	ano
7	M	1971	h FP dx.	4.2.15	-	-	povrchové (akrum IDK)	1+	41/56	ano
8	Ž	1945	h ACM sin.	22.1.15	-	1 FH	-	1	36/56	ano
9	M	1959	i P dx.	21.2.15	-	1 FH	-	1+	36/56	ano
10	M	1939	i ACM dx.	6.3.15	-	-	-	1	48/56	ano
11	M	1951	i ACM sin.	4.3.15	-	-	-	1	53/56	ano

n – počet měřených probandů

i – ischemické onemocnění mozku

p. - pohlaví

h – hemoragické onemocnění mozku

ACM – arteria cerebri media

P - oblast pontu

VB - vertebrobazilární povodí

Ž - žena

M - muž

Dg. - základní diagnóza

TH - Thalamus

FP - frontoparietální oblast

BG – bazální ganglia

sin. – sinistra (levá strana)

dx. – dextra (pravá strana)

IDK - levá dolní končetina

pDK - pravá dolní končetina

FH – francouzská hůl

VH – vycházková hůl

AŠ – Ashworthova škála

pro hodnocení spasticity

BBS – Berg Balance Scale

TUG - Timed Up and Go test

Žlutá barva - pravostranná hemiparéza

Bílá barva - levostranná hemiparéza

Příloha 3. Berg Balance Scale (BBS)

Berg Balance Scale

1. SITTING TO STANDING

INSTRUCTIONS: Please stand up. Try not to use your hand for support.

- 4 able to stand without using hands and stabilize independently
- 3 able to stand independently using hands
- 2 able to stand using hands after several tries
- 1 needs minimal aid to stand or stabilize
- 0 needs moderate or maximal assist to stand

2. STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Please stand for two minutes without holding on.

- 4 able to stand safely for 2 minutes
- 3 able to stand 2 minutes with supervision
- 2 able to stand 30 seconds unsupported
- 1 needs several tries to stand 30 seconds unsupported
- 0 unable to stand 30 seconds unsupported

If a subject is able to stand 2 minutes unsupported, score full points for sitting unsupported. Proceed to item #4.

3. SITTING WITH BACK UNSUPPORTED BUT FEET SUPPORTED ON FLOOR OR ON A STOOL

INSTRUCTIONS: Please sit with arms folded for 2 minutes.

- 4 able to sit safely and securely for 2 minutes
- 3 able to sit 2 minutes under supervision
- 2 able to sit 30 seconds
- 1 able to sit 10 seconds
- 0 unable to sit without support 10 seconds

4. STANDING TO SITTING

INSTRUCTIONS: Please sit down.

- 4 sits safely with minimal use of hands
- 3 controls descent by using hands
- 2 uses back of legs against chair to control descent
- 1 sits independently but has uncontrolled descent
- 0 needs assist to sit

5. TRANSFERS

INSTRUCTIONS: Arrange chair(s) for pivot transfer. Ask subject to transfer one way toward a seat with armrests and one way toward a seat without armrests. You may use two chairs (one with and one without armrests) or a bed and a chair.

- 4 able to transfer safely with minor use of hands
- 3 able to transfer safely definite need of hands
- 2 able to transfer with verbal cuing and/or supervision
- 1 needs one person to assist
- 0 needs two people to assist or supervise to be safe

6. STANDING UNSUPPORTED WITH EYES CLOSED

INSTRUCTIONS: Please close your eyes and stand still for 10 seconds.

- 4 able to stand 10 seconds safely
- 3 able to stand 10 seconds with supervision

- 2 able to stand 3 seconds
- 1 unable to keep eyes closed 3 seconds but stays safely
- 0 needs help to keep from falling

7. STANDING UNSUPPORTED WITH FEET TOGETHER

INSTRUCTIONS: Place your feet together and stand without holding on.

- 4 able to place feet together independently and stand 1 minute safely
- 3 able to place feet together independently and stand 1 minute with supervision
- 2 able to place feet together independently but unable to hold for 30 seconds
- 1 needs help to attain position but able to stand 15 seconds feet together
- 0 needs help to attain position and unable to hold for 15 seconds

8. REACHING FORWARD WITH OUTSTRETCHED ARM WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Lift arm to 90 degrees. Stretch out your fingers and reach forward as far as you can.

(Examiner places a ruler at the end of fingertips when arm is at 90 degrees. Fingers should not touch the ruler while reaching forward. The recorded measure is the distance forward that the fingers reach while the subject is in the most forward lean position. When possible, ask subject to use both arms when reaching to avoid rotation of the trunk.)

- 4 can reach forward confidently 25 cm (10 inches)
- 3 can reach forward 12 cm (5 inches)
- 2 can reach forward 5 cm (2 inches)
- 1 reaches forward but needs supervision
- 0 loses balance while trying/requires external support

9. PICK UP OBJECT FROM THE FLOOR FROM A STANDING POSITION

INSTRUCTIONS: Pick up the shoe/slipper, which is placed in front of your feet.

- 4 able to pick up slipper safely and easily
- 3 able to pick up slipper but needs supervision
- 2 unable to pick up but reaches 2-5 cm(1-2 inches) from slipper and keeps balance independently
- 1 unable to pick up and needs supervision while trying
- 0 unable to try/needs assist to keep from losing balance or falling

10. TURNING TO LOOK BEHIND OVER LEFT AND RIGHT SHOULDERS WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Turn to look directly behind you over toward the left shoulder. Repeat to the right. Examiner may pick an object to look at directly behind the subject to encourage a better twist turn.

- 4 looks behind from both sides and weight shifts well
- 3 looks behind one side only other side shows less weight shift
- 2 turns sideways only but maintains balance
- 1 needs supervision when turning
- 0 needs assist to keep from losing balance or falling

11. TURN 360 DEGREES

INSTRUCTIONS: Turn completely around in a full circle. Pause. Then turn a full circle in the other direction.

- 4 able to turn 360 degrees safely in 4 seconds or less
- 3 able to turn 360 degrees safely one side only 4 seconds or less
- 2 able to turn 360 degrees safely but slowly
- 1 needs close supervision or verbal cuing
- 0 needs assistance while turning

12. PLACE ALTERNATE FOOT ON STEP OR STOOL WHILE STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Place each foot alternately on the step/stool. Continue until each foot has touch the step/stool four times.

- 4 able to stand independently and safely and complete 8 steps in 20 seconds
- 3 able to stand independently and complete 8 steps in > 20 seconds
- 2 able to complete 4 steps without aid with supervision
- 1 able to complete > 2 steps needs minimal assist
- 0 needs assistance to keep from falling/unable to try

13. STANDING UNSUPPORTED ONE FOOT IN FRONT

INSTRUCTIONS: (DEMONSTRATE TO SUBJECT) Place one foot directly in front of the other. If you feel that you cannot place your foot directly in front, try to step far enough ahead that the heel of your forward foot is ahead of the toes of the other foot. (To score 3 points, the length of the step should exceed the length of the other foot and the width of the stance should approximate the subject's normal stride width.)

- 4 able to place foot tandem independently and hold 30 seconds
- 3 able to place foot ahead independently and hold 30 seconds
- 2 able to take small step independently and hold 30 seconds
- 1 needs help to step but can hold 15 seconds
- 0 loses balance while stepping or standing

14. STANDING ON ONE LEG

INSTRUCTIONS: Stand on one leg as long as you can without holding on.

- 4 able to lift leg independently and hold > 10 seconds
- 3 able to lift leg independently and hold 5-10 seconds
- 2 able to lift leg independently and hold \geq 3 seconds
- 1 tries to lift leg unable to hold 3 seconds but remains standing independently.
- 0 unable to try of needs assist to prevent fall

TOTAL SCORE (Maximum = 56)

Příloha 4. Timed Up and Go (TUG) Test

Timed Up and Go (TUG) Test

Name: _____ MR: _____ Date: _____

1. Equipment: arm chair, tape measure, tape, stop watch.
2. Begin the test with the subject sitting correctly (hips all of the way to the back of the seat) in a chair with arm rests. The chair should be stable and positioned such that it will not move when the subject moves from sit to stand. The subject is allowed to use the arm rests during the sit – stand and stand – sit movements.
3. Place a piece of tape or other marker on the floor 3 meters away from the chair so that it is easily seen by the subject.
4. Instructions: “On the word GO you will stand up, walk to the line on the floor, turn around and walk back to the chair and sit down. Walk at your regular pace.
5. Start timing on the word “GO” and stop timing when the subject is seated again correctly in the chair with their back resting on the back of the chair.
6. The subject wears their regular footwear, may use any gait aid that they normally use during ambulation, but may not be assisted by another person. There is no time limit. They may stop and rest (but not sit down) if they need to.
7. Normal healthy elderly usually complete the task in ten seconds or less. Very frail or weak elderly with poor mobility may take 2 minutes or more.
8. The subject should be given a practice trial that is not timed before testing.
9. Results correlate with gait speed, balance, functional level, the ability to go out, and can follow change over time.

Normative Reference Values by Age 1

Age Group	Time in Seconds (95% Confidence Interval)	
60 – 69 years	8.1	(7.1 – 9.0)
70 – 79 years	9.2	(8.2 – 10.2)
80 – 99 years	11.3	(10.0 – 12.7)

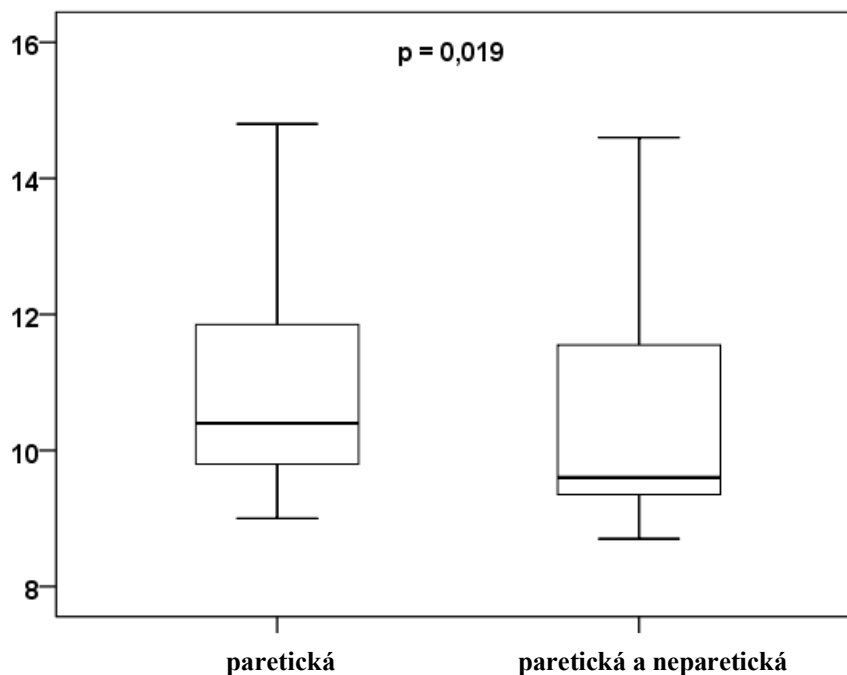
Cut-off Values Predictive of Falls by Group

	Time in Seconds
Community Dwelling Frail Older Adults 2	> 14 associated with high fall risk
Post-op hip fracture patients at time of discharge ³	> 24 predictive of falls within 6 months after hip fracture
Frail older adults	> 30 predictive of requiring assistive device for ambulation and being dependent in ADLs

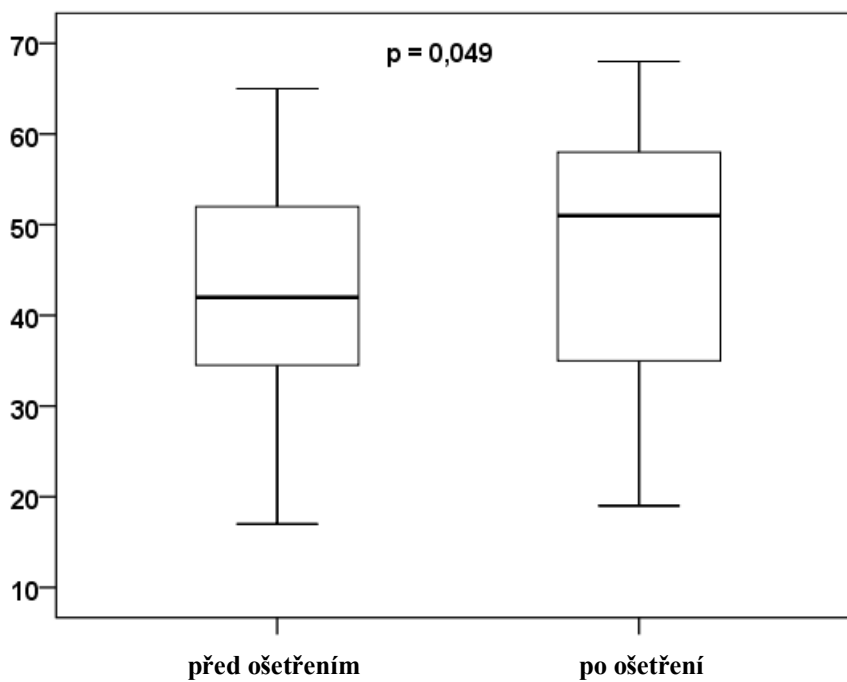
Příloha 5. Modifikovaná Ashworthova škála

Stupeň	Klinický nález
0	bez zvýšení svalového napětí
1	lehký nárůst svalového napětí
1+	lehký nárůst svalového napětí, minimální odpor během celého rozsahu pohybu
2	výraznější vzestup svalového napětí, pasivní pohyb je snadno proveditelný
3	podstatný vzestup svalového napětí, pohyb je těžko proveditelný
4	postižená končetina je fixována v určitém postavení, pasivní pohyb je nemožný

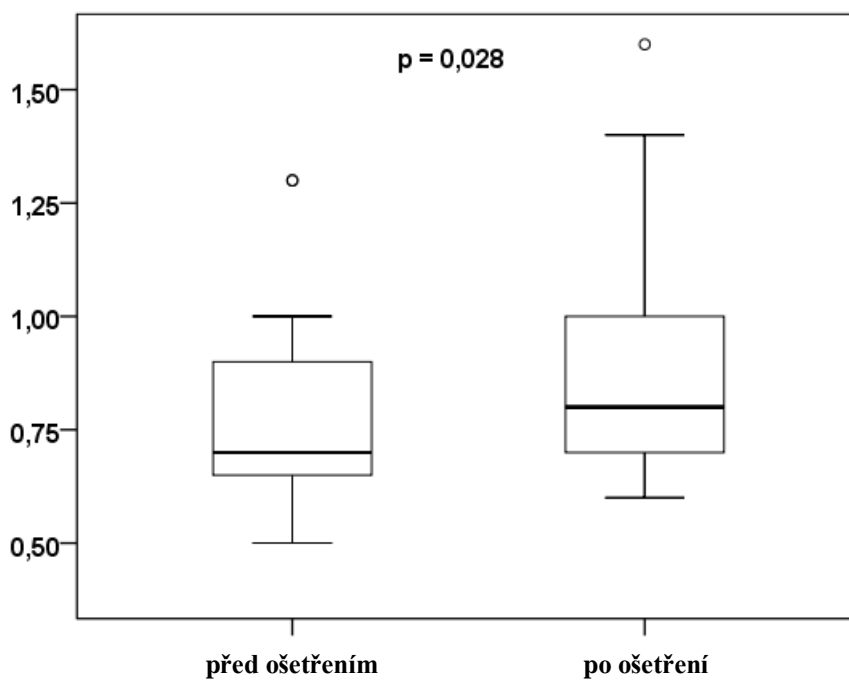
Graf 1 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru TUG po ošetření paretické/paretické a neparetické DK



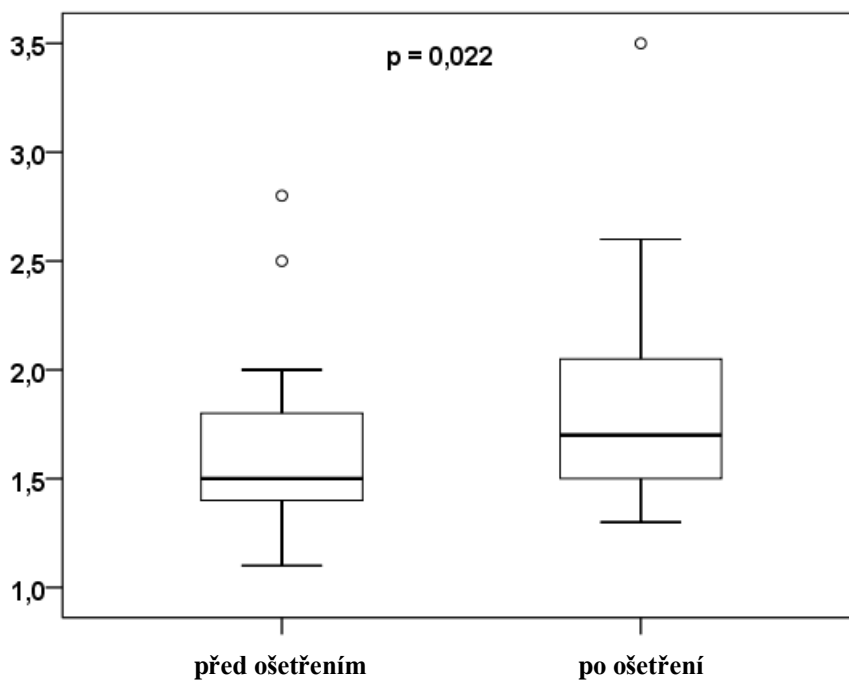
Graf 2 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Stride length před a po ošetření paretické DK



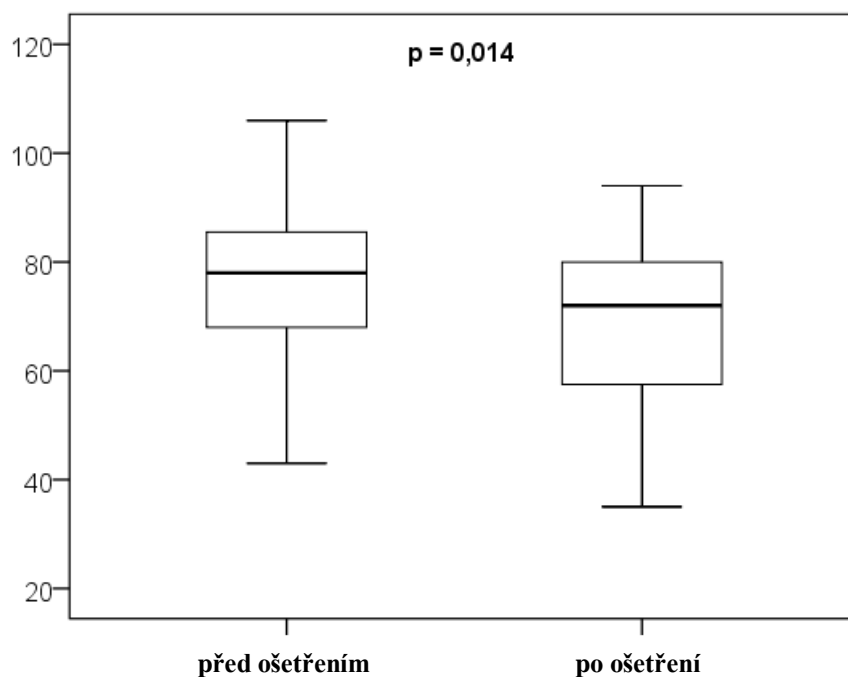
Graf 3 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Step time neparetické končetiny před a po ošetření paretické DK



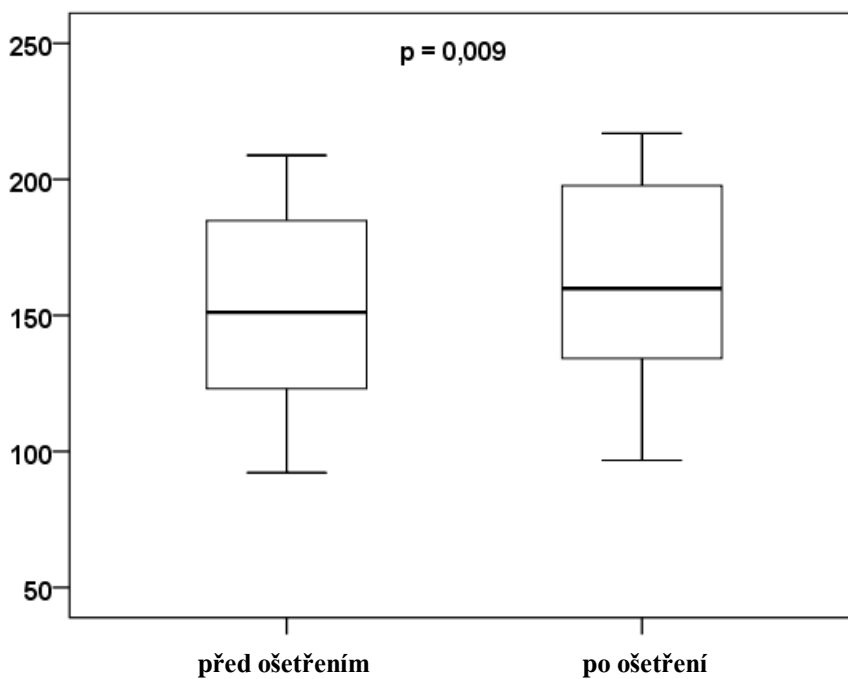
Graf 4 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Stride time před a po ošetření paretické DK



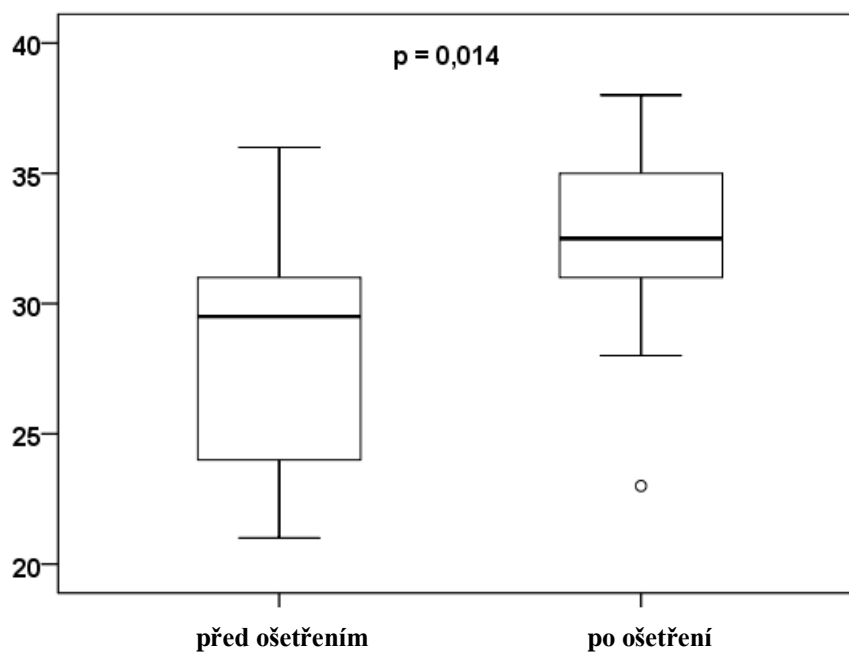
Graf 5 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Cadence před a po ošetření paretické DK



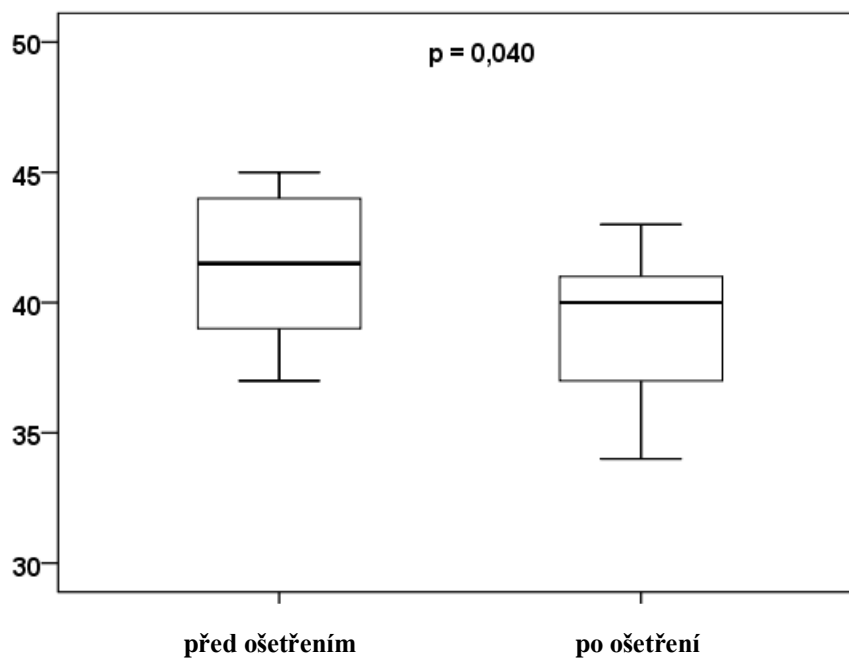
Graf 6 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Length of gait line paretické končetina před a po ošetření paretické DK



Graf 7 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Time maximum force1 neparetické končetiny před a po ošetření paretické DK



Graf 8 Kvartilový krabicový graf – distribuce hodnot parametru Time maximum force2 paretické končetiny před a po ošetření paretické DK



Graf 9 Kvartilový krabicový graf – distribuce změny hodnot parametru Stance phase paretické končetiny po ošetření paretické/paretické a neparetické DK

