

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

**Svalová aktivita při chůzi hemiparetických pacientů za
použití různých typů hlezenních ortéz**

Diplomová práce

Autor: Bc. Žaneta Táborská

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Olomouc 2012

Prohlášení

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

Olomouc 21. května 2012

podpis

Poděkování

Chtěla bych poděkovat Mgr. Veronice Kristkové za cenné připomínky při odborném vedení diplomové práce, dále RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat a v neposlední řadě mým rodičům za podporu během celého mého studia.

ANOTACE

Název práce: Svalová aktivita při chůzi hemiparetických pacientů za použití různých typů hlezenních ortéz

Název práce v AJ: Muscle activity during gait of hemiparetic patient with the use of different types of an ankle foot orthosis

Datum zadání: 2011-01-31

Datum odevzdání: 2012-05-21

Vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Žaneta Táborská

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá vlivem hlezenních ortéz na svalovou aktivitu dolních končetin během chůze hemiparetických pacientů. V teoretické části se zabýváme současnými poznatky týkající se fyziologie chůze, jednotlivými patologiemi u hemiparetiků a vlivem hlezenních ortéz na tyto odchylky. Naše práce si klade za cíl ozřejmit a pomocí povrchové elektromyografie objektivizovat změny svalové aktivity u vybraných svalů dolních končetin při použití měkké a rigidní hlezenní ortézy u hemiparetických pacientů v porovnání s kontrolní skupinou zdravých probandů. Neshledali jsme pozitivní efekt hlezeních ortéz na svalovou aktivitu během stojné fáze hemiparetické chůze.

Abstract: The thesis deals with the influence of ankle foot orthosis on muscle activity of lower extremity during hemiparetic gait. The theoretical part is focused on summarizing the theoretical knowledge of normal gait and pathological deviations of hemiparetic gait and also impact of ankle foot orthosis on this pathological deviations. Main goal of our thesis is with use of sEMG to clarify effect of soft and rigid orthosis on muscle activity of lower extremity in hemiparetic patients with relation to control group of healthy volunteers. We did not find positive effect of ankle foot orthosis on muscle activity during the stance phase of hemiparetic gait.

Klíčová slova v ČJ: cévní mozková příhoda, hemiparéza, hlezenní ortéza, chůze, svalová aktivita, povrchová elektromyografie

Klíčová slova v AJ: stroke, hemiparesis, ankle foot orthosis, gait, muscle activity, surface electromyography

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 118 stran, 13 stran příloh

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

OBSAH

ÚVOD.....	9
1. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
1.1 Chůze	10
1.1.1 Vývoj chůze.....	11
1.1.2 Fáze krokového cyklu	14
1.1.3 Biomechanika chůze	17
1.1.4 Aktivita svalů během chůze.....	21
1.2 Specifika hemiparetické chůze	25
1.2.1 Spastická komponenta.....	25
1.2.2 Paretická komponenta	26
1.2.3 Patologické komponenty hemiparetické chůze	27
1.2.4 Dynamika dolní končetiny u spastické chůze	29
1.3 Hlezenní ortézy.....	31
1.3.1 Typy a indikace ortéz.....	31
1.3.2 Biomechanika AFO	34
1.3.3 Vliv AFO na chůzi	36
2 CÍLE A HYPOTÉZY	40
3 METODIKA	43
3.1 Charakteristika souboru	43
3.2 Průběh měření.....	43
3.2.1 Kineziologické vyšetření.....	43
3.2.2 Vyšetření pomocí povrchové elektromyografie	44
3.2.3 Posturografické vyšetření.....	45
3.2.4 Funkční testy.....	46
3.2.5 Statistické zpracování dat.....	47

4 VÝSLEDKY	48
4.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 1.....	48
4.1.1 Výsledky k hypotéze H01	50
4.1.2 Výsledky k hypotéze H02	51
4.1.3 Výsledky k hypotéze H03	52
4.1.4 Výsledky k hypotéze H04	53
4.1.5 Výsledky k hypotéze H05	54
4.1.6 Výsledky k hypotéze H06	56
4.1.7 Výsledky k hypotéze H07	57
4.1.8 Výsledky k hypotéze H08	58
4.1.9 Výsledky k hypotéze H09	59
4.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 2.....	61
4.2.1 Výsledky k hypotéze H010	63
4.2.2 Výsledky k hypotéze H011	64
4.2.3 Výsledky k hypotéze H012	65
4.2.4 Výsledky k hypotéze H013	66
4.2.5 Výsledky k hypotéze H014	67
4.2.6 Výsledky k hypotéze H015	68
4.2.7 Výsledky k hypotéze H016	70
4.2.8 Výsledky k hypotéze H017	71
4.2.9 Výsledky k hypotéze H018	72
5 DISKUZE	76
5.1 Diskuze k výběru probandů	77
5.2 Diskuze ke zvolené metodice	77
5.3 Diskuze k H ₀₁ -H ₀₃ a H ₀₁₀ -H ₀₁₂ (fáze počátečního stoje).....	78
5.3.1 Rectus femoris	78
5.3.2 Vastus medialis	79

5.3.3 Biceps femoris	79
5.3.4 Gluteus medius	80
5.3.5 Tibialis anterior.....	80
5.3.6 Gastrocnemius medialis	80
5.4 Diskuze k H ₀ 4-H ₀ 6 a H ₀ 13-H ₀ 15 (střední stojná fáze)	81
5.4.1 Rectus femoris	81
5.4.2 Vastus medialis	81
5.4.3 Biceps femoris	82
5.4.4 Gluteus medius	82
5.4.5 Tibialis anterior.....	82
5.4.6 Gastrocnemius medialis	83
5.5 Diskuze k H ₀ 7-H ₀ 9 a H ₀ 16-H ₀ 18 (fáze konečného stoje)	83
5.5.1 Rectus femoris	83
5.5.2 Vastus medialis	83
5.5.3 Biceps femoris	84
5.5.4 Gluteus medius	84
5.5.5 Tibialis anterior.....	84
5.5.6 Gastrocnemius medialis	85
5.6 Shrnutí.....	85
ZÁVĚRY	87
REFERENČNÍ SEZNAM	88
SEZNAM ZKRATEK	98
SEZNAM OBRÁZKŮ	100
SEZNAM TABULEK	101
SEZNAM GRAFŮ	103
SEZNAM PŘÍLOH	105
PŘÍLOHY	106

ÚVOD

Poruchy chůze jsou jedním z častých následků prodělané cévní mozkové příhody. Tyto poruchy jsou charakterizované změnami časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, snižováním průměrné rychlosti chůze a změnou poměru mezi stojnou a švihovou fází. Během krokového cyklu jsou také přítomny jednotlivé patologické komponenty, jako např. nedostatečná dorzální flexe během švihové fáze a iniciálním kontaktu paty s podložkou, hyperextenze kolenního kloubu, nedostatečná laterální stabilita pánve apod. Patologie zvyšují riziko pádu a snižují nezávislost při běžných denních činnostech.

Tyto abnormality mohou být způsobeny svalovou slabostí, spasticitou, poškozením senzomotorické kontroly a jejich kombinací. Pro optimální přenos váhy těla během fáze opory, stejně jako pro pohyb končetiny během švihové fáze, je nutná správná koordinace svalů dolních končetin. Pro usnadnění chůze se u hemiparetických pacientů často využívají různé druhy hlezenních ortéz. Hlavní funkcí ortéz je udržování chodidla v plantigrádní pozici, čímž zajišťují efektivnější a energetičtější chůzi. Škála hlezenních ortéz používaných v praxi je široká a jednotlivé ortézy se liší především materiálem a tvarem, dále také pružností a tedy i velikostí opory poskytující kloubům a svalům v oblasti hlezna. Další otázkou však je riziko vzniku adaptačního efektu a s tím spojené celkové snížení svalové aktivity již tak oslabených svalů.

Vlivem různých typu rigidních ortéz na svalovou aktivitu se zabývá řada studií, my jsme naši práci rozšířili i o použití měkké ortézy. V teoretické části se zabýváme současnými poznatky týkající se chůze fyziologické, dále jednotlivými patologiemi u hemiparetiků a vlivem hlezenních ortéz na tyto odchylky. Naše práce si klade za cíl ozřejmit a pomocí povrchové elektromyografie objektivizovat změny svalové aktivity u vybraných svalů dolních končetin při použití měkké a rigidní hlezenní ortézy u pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě.

1. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Chůze

Chůze je pohybovým vyjádřením individua a jedním ze základních atributů člověka. Je důležitým faktorem osobní integrity a sociální interakce (Mayer, 2000).

Bipedální chůze je chápána jako varianta lokomoce fylogeneticky vyvinutá z bazální kvadrupedie suchozemských tetrapodů (Kračmar et al., 2006).

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce, slouží k základním životním potřebám a sebeobsluze. Je to složitý sekvenční fázový pohyb, probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku s charakteristickým rytmickým translatorním pohybem těla, který má kyvadlový charakter (Véle, 2006).

Bezpečná chůze je možná pouze při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i při pohybu. Centrální nervový systém toto zajišťuje pomocí svalového aparátu, samozřejmě s předpokladem pevné opory dolních končetin (DKK) tak, aby mohla působit reakční síla podložky a síla propulzní (Véle, 2006).

Z fyzikálního pohledu je chůze řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu. Ačkoliv jsou základní charakteristiky a principy lidské bipedie společné, existuje velká interindividuální variabilita v jejich načasování a vyjádření. Tato variabilita je dána strukturálně, průběhem motorického vývoje a vlivem vnitřních a zevních podmínek. Každý člověk je svou chůzí jedinečný do té míry, že je analýza chůze v současnosti využívána k identifikaci osob (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.1.1 Vývoj chůze

Ontogeneze chůze

V průběhu posturální ontogeneze se vyvíjí lokomoce postupně od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až k vertikálnímu bipedálnímu vzoru chůze (Véle, 2006).

Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje a úzce souvisí s vývojem postury, která je předpokladem všech cílených pohybů. Klasická neurofyziologická koncepce založená na uniformním vývoji motorických milníků vychází z předpokladu přímé kauzální závislosti mezi vývojem specifických neuroanatomických struktur a objevením se motorického chování. V tomto konceptu je novorozenecká motorika řízena nižšími primitivními reflexy a spinálními generátory motorických vzorů. S dozráváním vyšších center se nižší centra dostávají pod jejich kontrolu (Wilson et al., 1961 in Vařeka & Vařeková, 2009).

Alternativou k této klasické koncepci je výklad založený na základních biomechanických principech a zejména učení v různých podobách a na různých úrovních. Tento koncept vychází z Bernsteinovy koncepce zmrazování a uvolňování stupňů volnosti. Dalším konceptem prosazovaným od poloviny 20. století je epigenetický koncept založený na komplexní sérii interakcí mezi genetickými programy a podněty z prostředí. V novorozeneckém období dochází vlivem výrazné změny zevních podmínek k silné posturální nejistotě. V dětské motorice se těsně po narození uplatňují zejména nejjednodušší reflexy a synkinézy nutné pro bezprostřední přežití. Od 5. dne se spolu s objevováním postury objevují i synkinézy (novorozenecké kopání a chůze), které jsou někdy mylně považovány za prekurzor budoucí bipedální lokomoce. Toto období je označováno jako **homokinetické** (Vařeka & Vařeková, 2009).

V období označovaném jako **monokinetické**, tedy od konce druhého postnatálního měsíce, pozvolna ustupují masivní synergie, kojeneček již pohybuje samostatně jednou končetinou, ale pohyby ještě nemají zřejmý směr a přesné ovládní. V tomto období se objevuje souhraha ruka - ústa a zvolna se začíná uplatňovat cílená motorika. V **dromokinetickém** období (5.-12. měsíc) má již většina pohybů jasný směr a účel, stále však přetrvává nedokonalá koordinace (Trojan, 2005).

K prvním pokusům o lokomoci dochází po 7. měsíci života a to vleže na břiše plazením. Dolní končetina se účastní tohoto pohybu jen minimálně, podle Vojty (1995), který tento způsob lokomoce označuje jako „tulenění“ nedochází k žádné aktivitě dolních končetin. Při tulenění se dítě opírá střídavě o lokty a trup táhne po zemi dopředu. Tento způsob lokomoce přetrvává 2 - 3 týdny.

Plazení přechází postupně do plíživého pohybu, ve kterém se již začínají dolní končetiny aktivně zapojovat (Véle, 2006).

Ke konci tohoto období v 9. – 10. měsíci se objevuje zkřížená koordinace končetin tzv. lezení. Při lezení po čtyřech se dítě pohybuje po podložce s nadzvednutým trupem a končetiny jsou kladeny na podložku ve zkříženém vzoru, paže a stehna se pohybují v sagitální rovině k tělu (Vojta, 1995).

Lezení a plazení, neboli bazální kvadrupedie jsou zajišťovány pánevním a ramenním pletencem, kdy ramenní pletenec má z pohledu vývoje dokonce dominantnější funkci. Postupně dochází k uvolňování horní končetiny pro úchop a dítě se vertikalizuje, lokomoce kvadrupedální se začíná postupně transformovat v bipedální. Z pohledu neurofyziologického však zůstává nadále organizována ve zkříženém kvadrupedálním vzoru. Poslední fázi vývoje lidské kvadrupedie je tzv. kvadrupedie ve vertikále s oporou dítěte o zeď nebo předměty (Kračmar et al., 2006).

V **kratikineticém** stádiu se začíná objevovat samostatná chůze bez nutné zevní opory a to na konci 4. většinou však až v 5. a 6. trimenomu. O samostatné chůzi mluvíme až tehdy, když je dítě schopné se z vlastní vůle z volného stoje rozejít, ve volném stoji zastavit a provést obrát. V těchto obdobích, včetně začátku samostatné chůze, dítě kontaktuje podložku nejprve přední částí nohy, postupně dochází k zlepšování kvality chůze se zvyšováním frekvence, délky kroku a dalších parametrů. V období 18 - 24 měsíce začíná kontaktovat podložku jako první pata, ale výraznější dorzální flexe se objevuje až před druhým rokem (Vařeka, 2006).

Mezi 2. a 4. rokem již dítě zvládá chůzi do schodů, později i ze schodů. Zpočátku využívá opory bez střídání končetin, to je trvale fixováno až kolem 3. roku. V té době již zvládá také stoj na jedné dolní končetině bez opory. Nadále dochází ke zkvalitňování motoriky a koordinaci pohybu. Ve čtvrtém roce již odpovídá koordinace chůze chůzi dospělého jedince (Trojan, 2005)

Fylogeneze chůze

Bipedie spojená s napřímením páteře a změnou postavení pánve patří mezi zásadní procesy evoluce člověka. Člověk má ruku opice, která je však řízena lidským mozkem, ale noha je specifický lidský evoluční produkt. Základním předpokladem evoluce člověka byl vznik prvního hominizačního komplexu, zejména vznik bipedního způsobu lokomoce (Dylevský, 2007).

V průběhu evoluce vystoupily obratlovci na souš prostřednictvím původních ploutví přetvořených na končetiny. Pravolevé vlnění trupu, vytvářející propulzní síly ve vodním prostředí, bylo pro lokomoci na pevném prostředí nahrazeno zkříženým kvadrupedálním lokomočním vzorem (Kračmar et al., 2010).

V rámci hominidů se objevily dvě základní evoluční větve odlišující se základními typy lokomoce. Byla to linie lidoopů, s lokomoční aktivitou polarizovanou ve prospěch předních končetin tzv. brachiace, lezení nebo zavěšování. A linie hominidů s lokomoční aktivitou polarizovanou ve prospěch zadních končetin tzv. bipedie (Vančata, 1981 in Kračmar et al., 2006).

Evoluce bipedální chůze sahá do období před 3. miliony let. Kostry prvních hominidů byly pro tento pohyb již plně přizpůsobeny (Mayer, 2000).

Na skeletu bipedálních hominidů dochází k morfologickým změnám tzv. specifické adaptaci postkranálního skeletu. Charakteristickými znaky jsou prodloužení femuru a tibie a změny v postavení kloubů. Bipedie vedla, mimo jiné i k výrazným změnám ve smyslu humorální regulace, nervové činnosti, cévního zásobení, termoregulace a dalším. Příčiny vzniku bipedního způsobu lokomoce nejsou doposud zcela objasněny. Větší podíl na vznik bipedie než změny morfologické a biomechanické měly však změny chování, sociální struktury a změny v ontogenezi jako takové. Přes tyto morfologické změny naznačují teoretické, morfologické a paleoekologické analýzy, stále ještě možnost kvadrupedie nejstarších hominidů, ale již se snižujícím se podílem horní končetiny na lokomoci a její častější zapojení při manipulaci (Vančata, 2005).

Humanoidní primáti mají energetickou i kineziologickou efektivitu stejnou pro kvadrupedii i pro bipedii, ale pro dospělého, zdravého člověka je lezení i potě, co je nacvičeno, nevýhodným způsobem lokomoce. I malé děti využívají jiné lokomoční vzory, než pozorujeme při kvadrupedii opic a lidoopů. To podporuje teorii,

že se bipedální plantigrádní chůze u člověka objevila, až po ustálení vzorce kvadrupedální lokomoce dnešních lidoopů. Bipedální plantigrádní chůzi využívá jako výlučný typ lokomoce pouze člověk, jako fakultativní se objevuje u humanoidních primátů a částečně u medvěda (Mayer, 2000).

Lidská bipedie je specifická využitím dvou končetin s plně vzpřímeným tělem a propnutými koleny (Dylevský, 2007).

1.1.2 Fáze krokového cyklu

Chůze jako taková byla bezpochyby pozorována od počátku lidské existence, ale systematická studie chůze je datována až do doby renesance, kdy ji popsali Leonardo da Vinci, Galileo a Newton. Jako první, kdo při popisu chůze používal vědecký přístup a chůzi takto popsal, byl Boreli ve své *De motu animalum* z roku 1682, ve které popsal těžiště těla a udržování rovnováhy těla během chůze konstantním dopředným pohybem. (Whittle, 2007)

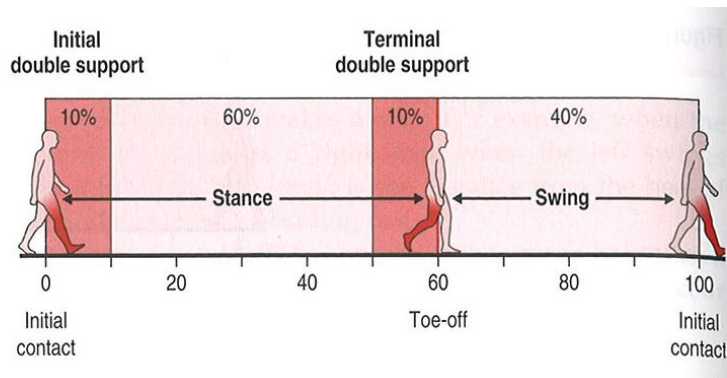
Popis krokového cyklu jako první podali bratři Webrové v Německu roku 1836. Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi dvěma opakujícími se fázemi tohoto cyklu. Přesto, že může být k tomuto ohraničení použita jakákoliv fáze, je obvykle vhodné používat okamžik, kdy noha kontaktuje podložku tzv. počáteční kontakt. Názvosloví používané k popisu krokového cyklu se značně liší podle autora (Whittle, 2007; Kirtley, 2006).

Obě dolní končetiny prochází třemi oddělenými pohybovými fázemi a to fází švihovou (*swing phase*), při které je končetina posouvána vpřed bez kontaktu s podložkou. Oporná fáze (*stance phase*), při které je končetina v kontaktu s opěrnou plochou, nebo také fáze jedno-oporová (*single support*), a fáze dvojí opory (*double support*), při které jsou obě končetiny současně v kontaktu s opěrnou bází (Véle, 2006).

Každá fáze opory zaujímá přibližně 60 %. U normální symetrické chůze se zvednutí špičky objevuje v 60 - 62% krokového cyklu, z čehož vyplývá, že ve 20% jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou (fáze dvojí opory), zbylých 40 % náleží fází švihové (Obr. 1, str. 15; Kirtley, 2006).

Gage et al. (1995) definuje krokový cyklus jako pohyb jedné končetiny od kontaktu paty (HS) k dalšímu HS téže končetiny.

Obr 1. Dělení krokového cyklu (Kirtley, 2006).



Stojná fáze:

Krokový cyklus začíná stojnou fází a to počátečním kontaktem paty, dále následuje období postupného zatěžování s plantární flexí hlezna, až po kontakt celého chodidla s podložkou. Dále následuje období střední opory, při kterém je váha těla přenášena vpřed přes stabilní hlezno, které je dorzálně flektováno. Cyklus pokračuje jako období aktivního odrazu, kdy pata opouští podložku a dochází k plantární flexi hlezna. Jak uvádí Vařeka & Vařeková (2009), toto období je nejdůležitější pro dopředný pohyb. A jako poslední je období pasivního odlepení končící okamžikem odlepení špičky.

Perry (1992) popisuje stojnou fázi takto (in Kolář et al. 2009):

- 1/ počáteční kontakt (IC),
- 2/ reakce na zatížení (LR),
- 3/ střed stojné fáze (MS),
- 4/ konečný stoj (TS),
- 5/ předšvihová fáze (PSW), (Obr. 2, str. 16).

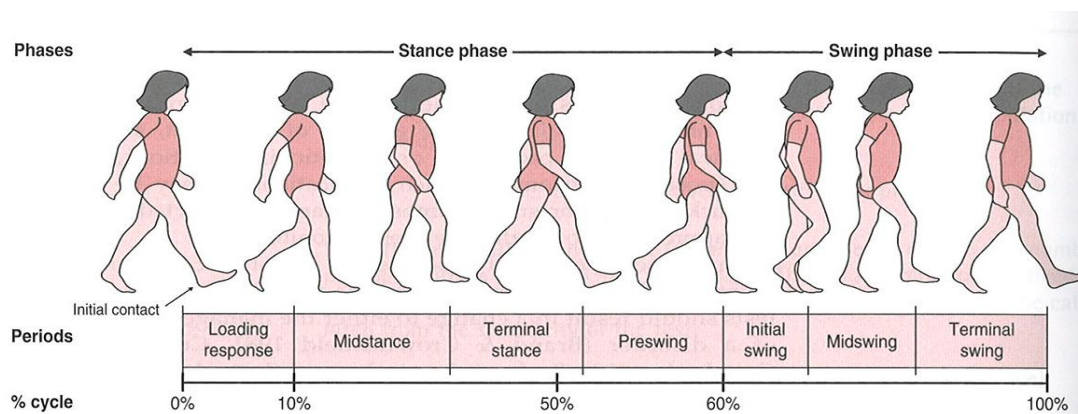
Vaughan (1992) používá k popisu stojné fáze:

- 1/ úder paty (HS),
- 2/ kontakt nohy (FF),
- 3/ střed stojné fáze (MS),
- 4/ odvinutí paty (HO),
- 5/ odraz palce (TO).

Whittle (2007) rozděluje stojnou fázi krokového cyklus do čtyř dob a začíná od počátečního kontaktu a končí odrazem palce:

- 1/ initial contact,
- 2/ opposite toe off,
- 3/ heel rise,
- 4/ opposite initial contact.

Obr 2. Fáze krokového cyklu (Kirtley, 2006).



Švihová fáze

Švihová fáze, začíná obdobím zahájení švihu, pokračuje jako období středního švihu a ukončena je obdobím konečného švihu s končetinou připravenou pro opětovný kontakt, kterým cyklus znovu začíná (Gage, 1995).

Dělení švihové fáze podle Perry (1992 in Kolář 2009):

- 1/ počáteční švih (ISW),
- 2/ střed švihové fáze (MSW),
- 3/ konečný švih (TSW).

Popis švihové fáze podle Vaughan (1992):

- 1/ zrychlení (acceleration),
- 2/ střed švihové fáze (MSW),
- 3/ zpomalení (deceleration).

Whittle (2007) rozděluje švihovou fázi na:

- 1/ toe off,
- 2/ feet adjacent,
- 3/ tibia vertical.

Dalším terminologickým pojmem je krok, definovaný jako vzdálenost mezi místy dopadu pravé a levé paty a dvojkrok, což je vzdálenost mezi místem dopadu paty a opětovným místem dopadu paty ipsilaterální končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.1.3 Biomechanika chůze

Chůze je rytmický translatorní pohyb těla vpřed a má kyvadlový charakter (Véle, 2006).

Principy lidské bipedální chůze a její základní charakteristiky jsou stejné, přesto existuje velká individuální variabilita v jejich načasování a vyjádření (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kinematika krokového cyklu

1/ Počáteční kontakt

Ve fázi opory je **hlezenní kloub** zpočátku v dorzální flexi nebo v nulovém postavení, postupně přechází v plantární flexi a ze supinačního postavení subtalárního kloubu se mění v pronační. V talotransverzálním kloubu naopak dochází k supinaci přednoží, oproti výrazně pronujícímu zánoží. Pronace probíhající v subtalárním kloubu současně vyvolává tzv. pantovým mechanismem addukci talu a vnitřní rotaci bérce. Pronace subtalárního a relativní supinace transverzotálního kloubu vede k minimální

stabilitě transverzotarzálního kloubu, což umožňuje optimální přizpůsobení chodidla podložce (Nordin & Frankel, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009).

Vnitřní rotace dolní končetiny je v časné fázi stoje způsobena zešikmením osy v hlezenním kloubu. Díky tomu dochází k vnitřní rotaci s dorzální flexí hlezna a zevní rotaci s plantární flexí hlezna. Kinetika na této úrovni je popisována pomocí modelu tří kolébek (zhoupnutí). Tyto tři fáze mají umožnit plynulost pohybu s co nejmenší ztrátou energie. První zhoupnutí probíhá po IC, přes zadní okraj patní kosti, kdy dochází k rychlému zbrzdění pohybu celého těla. Vektor reakční síly prochází v této fázi přes okraj patní kosti (Vařeka & Vařeková, 2009).

Na počátku oporné fáze prochází vektor reakční síly středem **kolenního kloubu** (KOK) a vyvolává tak flekční moment. KOK se téměř z plné extenze postupně začíná pohybovat do flexe. Ve frontální rovině je díky kostěné a ligamentózní stavbě zcela stabilní (Nordin & Frankel, 2001).

Na začátku oporné fáze směřuje vektor reakční síly za osu **kyčelního kloubu** (KYK) a vyvolává extenční moment. KYK je při IC flektován asi do 30°, z hlediska abdukčně-addukčního postavení je v neutrální pozici a je zevně rotován 5°. Tato zevní rotace přetrvává až k počátku středního stoje (Gage, 1995; Nordin & Frankel, 2001).

2/ Střední stoj

V období středního stoje prochází vektor reakční síly **hlezenním kloubem**. Kolem hlezenního kloubu probíhá druhé zhoupnutí, při kterém je noha fixována k podložce a bérce se oproti ní pohybuje vpřed. Následuje třetí zhoupnutí, které probíhá kolem hlaviček metatarsů. Hlezenní kloub je v této fázi pasivně dorzálně flektován. Následkem přenosu zatížení na přednoží a současným odlehčením paty je subtalární kloub supinován, v kloubu transverzotarzálním dochází k pronaci. Tento kloub je maximálně stabilizován, což umožňuje vytvoření pevné páky, tuto páku lze pomocí tahu m. triceps surae použít pro odraz (Vařeka & Vařeková, 2009).

V období střední opory působí na **kolenní kloub** extenční moment, nedochází však k plné extenzi, které je bráněno aktivitou flexorů, kloubním pouzdrem a zkříženými vazy. KOK vychází z maximální flexe oporné fáze 20° a následně zahajuje extenzi, která je doprovázena zevní rotací bérce a abdukci talu (Gage, 1995; Nordin & Frankel, 2001).

Na počátku této fáze dosahuje **kyčelní kloub** maxima addukce asi 5°. V dalším průběhu stejné fáze KYK abdukuje a i nadále pokračuje jeho extenze (Nordin & Frankel, 2001).

3/ Konečný stoj

V subtalárním kloubu pokračuje pohyb do supinace a v kloubu transverzotarázním relativní pronace. V této fázi dochází posunem osy **kolenního kloubu** před vektor reakční síly podložky k flekčnímu momentu. KOK se dostává téměř do plné extenze, následně pokračuje do flexe, která v před-švihové fázi dosahuje asi 40° (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kyčelní kloub pokračuje z nulového postavení do extenze k 10°. Uprostřed této fáze začíná KYK vnitřně rotovat a abdukce během TO dosahuje k 10° (Nordin & Frankel, 2001)

4/ Švihová fáze

Hlezenní kloub, který se pohybuje do plantární flexe, se v období středního švihu vrací do středního postavení a na konci švihové fáze je opět v nulovém postavení připravený pro IC. V subtalárním kloubu, který pracuje v otevřeném řetězci, dochází nejprve k pronaci patní kosti, ale později před IC se mění v supinaci. Transverzotarázní kloub je na počátku této fáze v maximální pronaci a následně dochází k supinaci (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kolenní kloub pokračuje do flexe ke svému maximu v 60-70°, kterého dosahuje bezprostředně po TO. Během před-švihové fáze a ve fázi ISW, kdy je váha těla přenášena na kontralaterální končetinu může docházet až k 10° abdukci. Během TSW se KOK vrací zpět do původní pozice. V první polovině švihové fáze je KOK znovu extendován pro další IC (Nordin & Frankel, 2001).

V kloubu **kyčelním** probíhá postupná flexe 35° a zevní rotace femuru, ta se v okamžiku, kdy kontralaterální polovina pánve a femur stejné končetiny začínají rotovat zevně, mění na vnitřní. Během švihové fáze přechází KYK plynule z abdukčního postavení v addukci (Nordin & Frankel, 2001; Whittle, 2007).

Pohyb pánve a trupu během chůze

Pohyb pánve během chůze je v rovině sagitální nepatrný, v rovině transverzální činí rotace pánve asi $11,5^\circ$ a posunuje se vpřed na stranu švihové DK. Rotace ve frontální rovině se pohybuje kolem 8° . Páneve se otáčí směrem k oporné DK a ramenní pletenec rotuje v opačném směru. V páteři tak dochází k torznímu momentu s hypomochlionem ve výšce osmého hrudního obratle. Při zvětšení rozsahu torze dochází k prodloužení délky kroku a současně se při propulzi snižuje laterální výchylka těžiště (Véle, 2006).

Horní trup rotuje kontralaterálně k pánvi. Do kinematiky chůze patří také pohyby HKK. Jejich pohyb koreluje s pohybem horního trupu. Murray poukázal, že celková amplituda pohybu paže do flexe a extenze je 32° a pohyb do extenze je výraznější než do flexe. Dalším kloubem participujícím na lokomočním pohybu je loketní kloub, který se pohybuje v úhlu kolem 64° . Amplituda švihů HKK roste s rychlostí chůze (Murray 1967 in Soderberg, 1997; Kirtley, 2006).

Pohyb těžiště během chůze

Další možností jak popsat pohyb těla při chůzi je pomocí pohybu těžiště (center of mass, COM) během krokového cyklu. COM absolvuje sinusoidní pohyb ve všech třech rovinách s výchylkami přibližně 3 cm ve vertikálním směru, 4 cm v laterálním a 2 cm v anteroposteriorním směru (Nordin & Frankel, 2001).

Během lidské chůze se poloha COM mění v závislosti na směru pohybu. Během tohoto sinusoidního pohybu se objevují dvě maxima výchylek, první maximum v 30% krokového cyklu (stojná fáze) a druhý vrchol v 80% krokového cyklu (střední švih). Minimální výchylka je v 0% a 100% krokového cyklu. Nadměrné výchylky ve vertikálním směru jsou energeticky i metabolicky náročnější (Orendurff et al., 2004).

Vážený průměr všech tlaků působících na podložku (center of pressure, COP) se během normální chůze pohybuje od laterálního okraje paty v IC přes plosku nohy k palci ve fázi odlepení špičky. Projekce COM do podložky (center of gravity, COG) odráží trajektorii COM. Vrchol laterální výchylky se objevuje během stojné fáze (Kirtley, 2006).

1.1.4 Aktivita svalů během chůze

Role, kterou hrají svaly během chůze, byla sledována ve 40. letech 19. století Scherbem ve Švýcarsku. Zpočátku byla hodnocena palpací svalů během chůze na trenažéru, později použitím elektromyografie (EMG). Další posun vpřed byl uskutečněn ve 40. až 50. letech na Californské univerzitě v San Franciscu a Berkeley skupinou kolem Verne Inmana, kteří později vydali knihu *Human walking* považovanou za první učebnici normální chůze (Whittle, 2007).

Hlavní práce při lokomoci je vykonávána svaly dolních končetin. Svaly trupu a horních končetin jsou pro lokomoci na rozdíl od lokomoce apedální (lezení a plazení nižších živočichů) využity jen omezeně. Trup i horní končetiny se pohybují v otevřeném kinematickém řetězci a pouze udělují akceleraci jednotlivým segmentům. Svaly dolních končetin ve fázi opory pracují v uzavřeném řetězci. Ve švihové fázi pracují svaly dolních končetin obdobně jako svaly horních končetin a trupu a udílejí zrychlení volným segmentům těla (Vařeka & Vařeková, 2009).

Svalová síla, jakožto síla vnitřní, není schopna vyvolat pohyb v prostoru, pro lokomoci je nutné působení vedlejších sil, jako např. reakční síla podložky. Zdrojem kinetické energie pro pohyb těžiště těla jsou setrvačnost švihové končetiny a zrychlení, které je udělováno extenzory kyčelního kloubu. V oporné fázi krokového cyklu se na lokomoční práci podílejí zejména plantární flexory hlezna. Aktivita svalů lýtky se objevuje během odrazu v druhé polovině oporné fáze. Extenzorová skupina kyčelního kloubu je aktivována na počátku oporné fáze po dopadu paty. Na počátku švihové fáze se uplatňují flexory kyčelního kloubu a udílejí tak zrychlení švihové dolní končetině. Nálezy mnoha autorů se liší, důvodem odlišných výsledků může být rozdílnost souborů a metodik, nebo fakt, že žádný cyklický pohyb není nikdy prováděn zcela identicky. Dále také není zcela lineární vztah mezi EMG aktivitou a kinematickými parametry pohybu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Během lidské chůze je svalová kontrakce řízena tak, aby zajistila maximum energie potřebné pro přiměřený dopředný pohyb. Svalová aktivita dále závisí na věku, rychlosti chůze, velikosti těla a dalších parametrech (Rose & Gamble, 1994).

Některé svaly jsou primárně zapojovány ve stojné nebo ve švihové fázi, tato kontrakce určuje roli svalů v produkci optimální aktivity během chůze (Příloha 5). Prolongovaná kontrakce nebo špatné načasování (timing) svalové kontrakce může být

příznačné pro abnormality v motorické kontrole, jako jsou cerebrální paréza nebo cévní mozková příhoda. Při normální chůzi svaly kontrahují a relaxují v precisní souhře. Kontrakce svalů je zejména izometrická nebo excentrická. Koncentrická kontrakce, která je energeticky náročnější, je během normální chůze využívána pouze v krátkých časových úsecích (Rose & Gamble, 1994).

Aktivita svalů během jednotlivých fází krokového cyklu

Stojná fáze

Při **počátečním kontaktu** zpomaluje končetina pohyb těla, čehož je dosaženo současnou aktivitou kolenních flexorů a extenzorů, dochází tak ke stabilizaci KOK v prostoru (Rose & Gamble, 1994).

M. quadriceps femoris (QF) projevuje během krokového cyklu bifázickou aktivitu. M. vastus medialis (VM), intermediolateralis (IML) a lateralis (VL) jsou aktivní jen od doby těsně před IC a po následných 15 % stojné fáze. Aktivita naměřená ve fázi odlepení špičky pochází z m. rectus femoris (RF) a iniciuje pohyb KYK do flexe a KOK do extenze. Vasty QF zahajují koncentrickou kontrakci před IC, což vede k extenzi KOK. V IC se kontrakce mění v excentrickou, zpomaluje flexi kolene a zastavuje ji asi v 15°, brání tak poklesnutí kolene a absorbuje náraz. Flexory KOK jsou v této fázi nejaktivnější a jejich kontrakce je převážně izometrická. Pro zpomalení dopředného pohybu trupu zvyšuje svoji aktivitu m. gluteus maximus (Gmax) a skrze svůj úpon do tractus iliotibialis přispívá ve fázi počátečního stoje ke zpomalení addukce KYK a flexe KOK (Smith et al., 1996).

M. tibialis anterior (TA), m. extensor hallucis longus (EHL) a m. extensor digitorum longus (EDL) začínají excentricky kontrahovat a tím brání předčasnému kontaktu špičky s podložkou a v případě m. TA s distálním úponem na mediální os cuneiforme a 1. metatarsu brzdí pronaci. Těsně po IC dosahují vrcholu své aktivity m. TA, m. EHL a m. EDL. V této fázi začínají svoji aktivitou i m. tibialis posterior, m. peroneus longus a m. peroneus brevis s postupným nárůstem v dalších fázích (Rose & Gamble, 1994; Smith et al., 1996).

Nyní končetina začíná fází **přenosu zatížení**, při které přenáší váhu těla kontrakcí extenzorů kolenního kloubu. Koleno je nepatrně flektováno a začíná

se extendovat díky koncentrické kontrakci extenzorů KOK. Kontrakce m. gluteus medius (Gmed) je izometrická a postupně narůstá. Stabilizuje pánev ve frontální rovině a brání poklesu pánve na straně švihové DK. Dále se jako stabilizátor uplatňuje m. tensor fasciae latae, který je složen z anteromediálních a posterolaterálních vláken, která jsou vzájemně nezávislá a mají rozdílné funkce. Posterolaterální vlákna jsou aktivní od IC zatímco anteromediální jsou inaktivní po celý krokový cyklus. Ale při zvýšení rychlosti chůze se anteromediální vlákna začínají po fázi odlepení špičky kontrahovat a jejich aktivita vede k flexi a vnitřní rotaci KYK. Adduktory KYK mají v této fázi jeden z vrcholů své aktivity, první vrchol je shodný s vrcholy m. QF, hamstringy, abduktory a m. Gmax ve fázi decelarace a přenosu zatížení (Smith et al., 1996).

Ve **středním stoji** zajišťuje excentrie m. soleus (SOL) sílu, která umožňuje udržování extenze kolene bez potřeby aktivace m. QF (Rose & Gamble, 1994).

Vrcholu aktivity v této fázi dosahuje m. Gmed. Aktivitu vykazuje i m. popliteus a přispívá tak k deceleraci extenze KOK (Shiavi, 1985).

Ve fázi **konečného stoje** zajišťují plantární flexory svojí koncentrií zrychlení pohybu těla vpřed. Tato síla poskytuje většinu síly nutné pro dopředný pohyb. Následně se kontrakce mění v izometrickou a dochází k plantární flexi a stabilizaci chodidla při supinaci. M. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus (FDL) a flexor hallucis longus (FHL) jsou klasifikovány jako svaly dorzální skupiny a jako plantární flexory, ale kvůli své malé velikosti a síle jsou pro tento pohyb méně významné, zajišťují jen asi 10 % síly m. SOL. M. FDL a m. FHL dosahují vrcholu své aktivity před odlepením špičky, ovlivňují podélnou klenbu a stabilizují prsty k podložce. V této fázi dosahuje svého vrcholu m. TP, jeho aktivita zpomaluje pronaci, přizpůsobuje chodidlo podložce a pomáhá stabilizovat tarzální klouby při supinaci v konečném stoji. S plantárními flexory mají shodnou aktivitu i m. peroneus longus a brevis, tyto svaly přizpůsobují nohu k podložce a mediolaterálně stabilizují kotník. M. PL s distálním úponem na plantě nohy je hlavním svalem podílejícím se na udržování nožní klenby. Druhého vrcholu své aktivity dosahují adduktory KYK (Smith et al., 1996).

Švihová fáze

Předšvihová fáze a počáteční švih začíná poté, co kontralaterální končetina kontaktuje podložku a začíná přenášet zatížení. V této fázi jsou plantární flexory hlezna aktivní pouze krátce a flexory kyčelního kloubu začínají elevovat končetinu a posunují jí vpřed. Přesná délka švihové fáze závisí na době trvání volného švihu končetiny, dynamickém tření kolenního kloubu a okolních tkáních. Prodloužení svalové aktivity kyčelních a kolenních flexorů během švihové fáze nebo předčasná kontrakce hamstringů může změnit geometrii trajektorie švihové končetiny. V hlezenním kloubu, který byl plantárně flektován, se začínají dorzální flexory během této fáze koncentricky kontrahovat tak, aby umožnily adekvátní minutí podložky (clearance) (Rose & Gamble, 1994).

Ve **středním švihu** končetina pokračuje v pasivním kyvadlovém pohybu, stejně tak pokračuje svojí aktivitou m. TA zajišťující optimální clearance (Rose & Gamble, 1994).

Ve fázi **konečného švihu** začíná končetina aktivně zpomalovat excentrickou nebo izometrickou kontrakcí hamstringů, takto efektivně zpomaluje jak flexi kyčelního, tak extenzi kolenního kloubu. V této fázi hamstringy pracují v otevřeném řetězci, tato síla zpomaluje flexi KYK i švihovou končetinu (Smith et al., 1996).

KOK se časnou aktivitou m. QF připravuje na přenos zatížení. Během této fáze začíná kontrahovat m. Gmed a m. Gmax. M. TA pokračuje svojí aktivitou, kdy izometrickou nebo excentrickou kontrakci mění tak, aby noha jemně minula podložku. Jakmile dojde k počátečnímu kontaktu, krokový cyklus se znova opakuje (Rose & Gamble, 1994).

1.2 Specifika hemiparetické chůze

Charakteristiky podle Gage: (in Whittle, 2007)

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

Léze centrální nervové soustavy jako je cévní mozková příhoda často vedou k abnormálním pohybovým vzorům, dochází ke změnám časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, snižování průměrné rychlosti chůze a ke změně poměru mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu. V různém rozsahu jsou během jednotlivých fází krokového cyklu přítomny jednotlivé patologické komponenty, jako např. nedostatečná TO na konci stojné fáze z důvodu nedostačující plantární flexe hlezna, nebo nedostatečná dorzální flexe během švihové fáze a při IC nemožnost kontaktovat podložku patou tzv. foot drop. Tyto abnormality jsou spojeny s komplexním patologickým pohybovým vzorem, který zahrnuje spasticitu, svalovou slabost, poškození senzomotorické kontroly a dlouhodobé mechanické změny ve svalech a kloubech. Typickou chůzi hemiparetiků nelze popsat, protože u každého jednotlivého pacienta se objevují individuální kombinace těchto patologických komponent (Burridge et al., 2001; Murcková, 2001).

1.2.1 Spastická komponenta

Spasticita patří mezi nejvýznamnější problémy u pacientů po poruše horního motoneuronu (UMN). Spasticita je motorická porucha charakterizovaná zvýšením tonických napínicích reflexů v závislosti na rychlosti prováděného pohybu se zvýšením fázických reflexů vyplývajících z hyperexcitability napínicího reflexu. Konkrétní svalová skupina může být při různých pohybových aktivitách hypotonická i hypertonická. U spastického svalu je v popředí abnormální výkon narušeného motorického programu, dochází k rozvratu plynulého náboru a frekvenčního modulování aktivity motorických jednotek. Tato výsledná abnormální koaktivace

zahrnuje agonistické i antagonistické svalové skupiny. Dochází k narušení korelace mezi stupněm aktivace daného svalu a vývojem jeho napětí a jakákoliv aktivace svalu vede k abnormálnímu vzestupu napětí. Na jednotku síly je u spastického svalu vyšší EMG aktivita, která je také nevýhodně časoprostorově rozložená (Mayer, 2002).

Pro normální chůzi musí být zajištěno následujících pět podmínek:

- absorpce mechanické energie na počátku stojné fáze,
- zajištění opory těla,
- udržování posturální stability,
- zajištění švihů dolní končetiny s adekvátním minutím podložky,
- generování propulzní síly.

Po poškození horního motoneuronu jsou často narušeny časové charakteristiky svalové aktivace a to poškozením centrální kontroly časování svalové aktivity nebo rozvojem kompenzačních neuromuskulárních strategií. Za posledních 50 let bylo provedeno mnoho studií zabývajících se hodnocením pohybových vzorů v průběhu chůze hemiparetických pacientů. Obvyklým závěrem je, že se vyskytuje značně velká interpersonální variabilita a abnormality v pohybových vzorech. Časové charakteristiky krokového cyklu jsou oproti normální chůzi výrazně narušeny a signifikantně se na úkor fáze dvojí opory snižuje doba jedno-oporové fáze (Otter et al., 2006).

1.2.2 Paretická komponenta

Snížení svalové síly je jedním z hlavních problémů pacientů po CMP. Příčinou svalové slabosti je snížení počtu aktivních motorických jednotek, narušení plynulého nábory nových jednotek a snížení rychlosti pálení (firing rate). Toto svalové oslabení je patrné v akutní i chronické fázi onemocnění (Kim & Eng, 2003; Lamontagne et al., 2001).

Distribuce této poruchy se u jednotlivých pacientů liší a je odrazem lokalizace a velikosti poškození. Zajímavým fenoménem je přítomnost rozdílů ve stupni svalové slabosti podle pozice v kloubu a podle typu úkolu. Například pacient může být schopný vygenerovat dostatek svalové síly pro udržení váhy těla ve stoji bez kolapsu

KOK, pokud je koleno v několikastupňové flexi, ale není schopný toho samého při nulové extenzi. Což naznačuje závislost mezi postavením v kloubu a schopností generovat sílu (Carr & Shepherd, 2003).

Tak, jako spastická komponenta, tak i komponenta paretická ovlivňuje neurální a non-neurální složku generování síly. Neurální složka oslabení vzniká z nedostatečného supraspinálního náboru motoneuronů v určitých fázích krokového cyklu. Non-neurální složka svalové slabosti odráží sekundární změny ve svalových vláknech, které postihují schopnost svalu generovat napětí. Svaly během chůze pracují koncentricky pro generování pohybu či excentricky pro jeho kontrolu. Svalové oslabení tak postihuje obě tyto funkce. To, do jaké míry ovlivní svalové oslabení schopnost nezávislé chůze, závisí na postižených svalech, míře svalové slabosti a schopnosti ostatních svalů tuto ztrátu kompenzovat. Běžná chůze nevyžaduje plnou aktivaci svalů dolních končetin. Jediné svaly, které pracují téměř na maximum, jsou plantární flexory hlezna (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.2.3 Patologické komponenty hemiparetické chůze

- **clawing**

Clawing označuje asociační reakci způsobenou spasticitou flexorů prstů. Jedná se o dráповité držení (*claw toes*) s extenzí v metatarzofalangeálním skloubení a flexí v proximálním interfalangeálním (IF) skloubení s přídatnou flexí v distálním IF skloubení. Může omezovat pacienta bolestivostí a omezuje chůzi zejména ve fázi přenosu zatížení (Lim et al., 2006).

Obvykle je klasifikována dvěma způsoby, a to jako dystonická, v časném stádiu bez omezení flexibility v kloubu a spastická, pozdní s fixací prstů v abnormálním postavení (Laurent et al., 2009).

- **drop foot**

Drop foot je stav, kdy končetina neefektivně mívá podložku, díky oslabení nebo absenci aktivity dorzálních flexorů či nadměrné aktivitě plantárních flexorů. Což vede ke stepáži, kompenzačnímu vzoru charakterizovanému zvýšenou flexí KOK a KYK

během švihové fáze tak, aby nedošlo ke kontaktu palce s podložkou (*toe drag*) (Chin et al., 2009; Gage et al., 1995).

- **hyperextenze KOK**

Výrazné oslabení m. QF snižuje kontrolu flexe KOK během přenosu zatížení a vede k problémům se stabilizací kolene ve stojné fázi. Hlavní kompenzační strategií je hyperextenze KOK. Pokud hyperextenze přetrvává do před-švihové fáze, brání volnému pohybu KOK během fáze švihové, což může švihovou fázi zpomalit a vést ke kontaktu prstů s podložkou (*toe drag*). Kompenzace zahrnuje náklon trupu vpřed s následným posunem vektoru těla směrem ke KOK. Hyperextenze KOK kloubu je také výsledkem nadměrné plantární flexe hlezenního kloubu, která neumožňuje obvyklé zhoupnutí tibie přes talus. Toto nastavení v hlezení kloubu je způsobené spasticitou plantárních flexorů. Další příčinou hyperextenze KOK je spasticita m. QF (Perry, 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Winters et al., 1987).

Omezení flexe KOK během švihové fáze je způsobeno snížením generace svalové síly plantárních flexorů nebo flexorů KYK, dále spasticitou hamstringů, zejména m. biceps femoris a m. semimembranosus, jež inhibují flexi v KYK s následkem omezení flexe KOK během švihové fáze (Mayer, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

- **kolaps KOK do flexe**

Oslabení m. TA vede během prvního zhoupnutí ke kontaktu špičkou, oslabený m. triceps surae dovolí během druhého zhoupnutí rychlý pohyb tibie vpřed, což způsobí posun reakční síly před KOK a v případě neadekvátní aktivace m. QF k následnému kolapsu KOK do flexe (Gage et al., 1995).

- **hip hiking**

Svalové oslabení flexorů KYK vede k nedostatečné flexi a primárně ovlivňuje švihovou fázi, dochází ke zkrácení kroku a ovlivnění pozice nohy při IC. Následkem je i nedostatečné minutí podložky. Kompenzační strategií pro udržení adekvátního clearance během švihové fáze je posteriorní náklon pánve s aktivací břišního svalstva a cirkumdukce definovaná jako hip hike (elevace pánve) (Olney & Richards, 1996; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

- **hip drop**

Snížení aktivity abduktorů KYK vede k poklesu pánve (*hip drop*) na kontralaterální straně k místu oslabení. Kompenzační strategií je laterálního posunu (*lateral shift*) COM nad stojnou končetinu ve spojení s laterálním náklonem trupu směrem ke stojné končetině. Oslabení této svalové skupiny může vést k nestabilitě ve frontální rovině s možností rizika pádu, stejný důsledek může mít i spasticita adduktorů KYK. (Brashear & Elovic 2011; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

- **omezená extenze KYK**

K nedostatečné extenzi KYK vede například spasticita či kontraktura flexorů KYK, což ovlivňuje jak stabilitu, tak i dopředný pohyb. Tato patologie je nejvíce patrná ve fázi konečného stoje. Další možností je oslabení extenzorů KYK, obojí vede k propulznímu postavení trupu s poruchou stability (Brashear & Elovic, 2011; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

- **porucha souběžné flexe KOK, KYK a plantární flexe hlezna**

Vzniká narušením timingu m. QF, hamstringů a m. iliopsoas. Vliv má i oslabení flexorů KYK v předšvihové fázi a ve fázi počátečního švihů (Gage et al., 1995).

1.2.4 Dynamika dolní končetiny u spastické chůze

K základním vlastnostem lidské chůze patří plantigrádní mechanismus projevující se plynulým přesunem reakčních sil vyvíjených plantou během stojné fáze. Tento mechanismus je výrazně závislý na kortikospinální kontrole a odráží poruchy programování pohybu. Podle zažitých představ je m. triceps surae u spasticity hyperaktivní a brání dorzální flexi nohy a omezuje nášlap na patu při IC. Po CMP dochází k narušení fázové modulace s oslabením plantárních flexorů a změnou poměru sil ve prospěch pretibiálního svalového komplexu. Výrazně tak klesá dopředná síla, což je částečně kompenzováno abnormální činností flexorů KYK (Mayer, 2002).

Plantární flexe v hleznu během švihové fáze vede k equinóznímu postavení během IC, pro kompenzaci tohoto stavu dochází k hyperextenzi KOK, s nutností zvýšené flexe KYK (Winters et al., 1987).

Jak již bylo zmíněno na velikosti generované síly má vliv výchozí délka svalu. Výrazné zkrácení či prodloužení svalu tak snižuje produkci síly a naopak optimální generace síly je dosaženo mírným protažením svalu. Tato problematika zahrnuje funkci aktin-myosinového komplexu, viskoelasticitu vazivových struktur i reflexní neuromodulaci svalu (Mayer, 2002).

Omezená flexe v KOK během švihové fáze je způsobena narušením iniciace švihové fáze výrazným inerčním momentem. Příčinou této patologie, je jak hyperaktivní a spastický m. QF, tak i redukce momentů sil vycházejících z kotníku. Příčinou je dynamické oslabení plantárních flexorů hlezna a flexorů KYK, především m. iliopsoas, a to v období před-švihovém i v počátečním švihu. V před-švihové fázi dochází k jeho koncentrické aktivaci, ta je však u spastického svalu narušena a omezena. Tato iniciace je další částí krokového cyklu, která je výrazně závislá na kortikospinální kontrole. Spastický m. iliopsoas je hyperaktivní, což vede ke svalové kontraktuře s následkem anteverze pánve, tato anteverze však může mít bližší vztah k dynamickému deficitu extenze v KYK během konečného stoje. M. Gmed a m. Gmin přispívají ke změně vnitřně rotačních momentů, které se dramaticky zvyšují se zvětšující se flexí v KYK (Mayer, 2002).

1.3 Hlezenní ortézy

V klinické praxi jsou hlezenní ortézy (*ankle foot orthosis*, AFO) často používány k řešení problémů spojených s chůzí hemiparetických pacientů. Tyto problémy zahrnují poruchu clearance během švihové fáze, problémy spojené s IC a snížení stability během stojné fáze. Široká škála používaných hlezenních ortéz je charakterizována materiálem a tvarem, a z biomechanického hlediska pružností a velikostí úhlu pro neutrální pozici v kloubu (Bregman et al., 2009).

Vlastnosti AFO musí být přizpůsobeny potřebám každého jednotlivého pacienta. Hlavní funkcí AFO je udržování chodidla v plantigrádní pozici, dále poskytuje stabilní oporu pro facilitaci funkce a během stojné fáze krokového cyklu snižuje svalový tonus. AFO poskytuje oporu chodidla, zabraňuje poklesu chodidla během švihové fáze a zajišťuje efektivnější a energetičtější chůzi. Na druhou stranu při dlouhodobém používání může způsobit senzoryckou deprivaci a svalovou atrofii. Hlezenní ortézy prošly v průběhu let dlouhým vývojem od kovových a dřevěných až po současné z plastických hmot a karbonu. (NHS, 2009)

1.3.1 Typy a indikace ortéz

Prefabrikované

Nejčastější používanou prefabrikovanou AFO je dorzální dlaha. Z důvodu tvarové limitace jsou prefabrikované AFO prospěšné především ke zlepšení clearance švihové fáze, větší účinnost mají u pacientů se svalovou slabostí. Méně účinné jsou u pacientů s patologicky zvýšeným svalovým tonem a s vyšší mediolaterální instabilitou. Nevýhodou prefabrikovaných AFO je, že přesně neodpovídají individuálním problémům a nedostatečně korigují složité deformity a výrazné instability kotníku. Prefabrikované AFO se používají v časných stádiích mobilizace, před tím, než je zhotovena ortéza individuální (Gelber & Jeffery, 2002; NHS, 2009).

Individuálně zhotovené AFO

Individuální ortézy jsou indikovány pro regulaci závažnějších patologií chůze, často spojených právě s CMP.

Typy individuálních ortéz (NHS, 2009):

- rigid AFO,
- posterior leafspring (PLSO),
- ground reaction (GRAFO),
- floor reaction (FRAFO),
- hinged nebo articulated (HAFO, AFO).

Rigidní AFO

Rigidní AFO umožňuje maximální ortotickou kontrolu s omezením, jak plantárních, tak dorzálních flexorů. U AFO z termoplastických materiálů je toho dosaženo kombinací tvaru, mechanických vlastností, materiálu a speciálních výztuh v hlezenní oblasti. Ortéza kompletně zakrývá zadní část nohy, kde začíná pod hlavičkou fibuly a pokračuje až k hlavičkám metatarzů. Rigidní ortézy umožňují kontakt paty při IC a odval palce s adekvátním clearance během švihové fáze. Jsou indikovány v případech vysokého svalového tonu, spasticity plantárních flexorů, kontraktur m. gastrocnemius a výrazné mediolaterální instability (NHS, 2009; Kulkarni, 2008).

Posterior leafspring PLSO

PLSO je rigidní AFO s výraznějšími úpravami v posterolaterální a posteromediální části supramaleolární oblasti, které umožňují flexibilitu kotníku a dovolují pasivní dorzální flexi hlezna během stojné fáze. Nevýhodou této ortézy je nižší kontrola valgozity a varozity z důvodu opakované deformace v průběhu přenosu zatížení. Tento typ ortézy je indikován v případech izolovaného oslabení dorzálních flexorů např. při drop foot během švihové fáze. Není vhodné je používat při výraznějších problémech se zvýšením svalového tonu, spasticitou a u mediolaterálních instabilit hlezna (Gelber & Jeffery, 2002; NHS, 2009).

GRAFO

Je druh rigidní AFO zhotovené pro maximální indirektivní kontrolu flexe KOK během stojné fáze a zpevnění kotníku v neutrální poloze. Horní část obepíná tibií, zadní otvor vybíhá do výšky kotníku a rigidní přední část začíná od tuberositas tibiae s proužkem vzadu pro vytvoření třibodové opory. Chodidlová část je rozšířena

k prstům, hlezno může být nastavené do mírné plantární flexe. Tyto ortézy jsou vhodné pro pacienty s oslabením m. TS a při nesprávném nastavení (aligment) nohy. GRAFO udržuje během přenosu zatížení tibii vpředu a tím zabraňuje nadměrné dorzální flexi hlezna a chůzi v předklonu (NHS, 2009; Kulkarni, 2008).

HAFO a AFO

Umožňují, či asistují pohyb v jednom směru a limitují pohyb do směru druhého. Obvykle blokují plantární flexi během švihové fáze v 90° a umožňují dorzální flexi ve fázi od středního stoje ke konečnému stoji. Jsou nevhodné u mediolaterální instability hlezna (NHS, 2009).

Další AFO

- Tone-reducing AFO (TRAFO)

TRAFO inhibují extenční synergie, jako dorzální flexe prstů u pacientů s hyperaktivním úchopovým reflexem (Gelber & Jeffery, 2002).

- Antirecurvatum AFO

Ortéza je modelována v mírné dorzální flexi nebo má patu nepatrně vystavěnou pro posun tibie vpřed k prevenci hyperextenze KOK během stojné fáze. Tato ortéza je vhodná pro snížení svalového tonu a spasticity, zvýšení rozsahu pohybu a prevenci kontraktur (Kulkarni, 2008).

Měkké ortézy

Mezi měkké ortézy můžeme zařadit peroneální pásku, různé bandáže hlezenního kloubu s i bez osmičkového tahu nebo tape. **Peroneální páska** umožňuje postavení kotníku ve střední poloze a během švihové fáze usnadňuje zvednutí špičky a tím i adekvátní clearance. Používá se v krátké a dlouhé variantě s upnutím nad kotníkem a pod kolenem a fixuje hlezno v dorzální flexi. Základem je pásek neoprenu zapnutý cirkulárně kolem bérce. V přední části je gumový pás, který se pod úhlem 90° připíná k přední části cirkulárního pásku a druhým koncem je fixován k obuvi v požadované pozici hlezenního kloubu. **Osmičková bandáž** hlezenního kloubu bývá vyrobena z jednoho kusu pružné textilní gummy. Po přiložení přes plosku nohy

se v oblasti před zevním kotníkem překříží a sepne pomocí suchého zipu (Kobesová et al., 2007; Seymour 2002).

Elastická bandáž hlezenního kloubu používaná především jako prevence poranění při sportu je vhodná pro chronické instability hlezenního kloubu. Bývá doplněna elastickým popruhem s osmičkovým tahem (Bahr & Engebretsen, 2009).

1.3.2 Biomechanika AFO

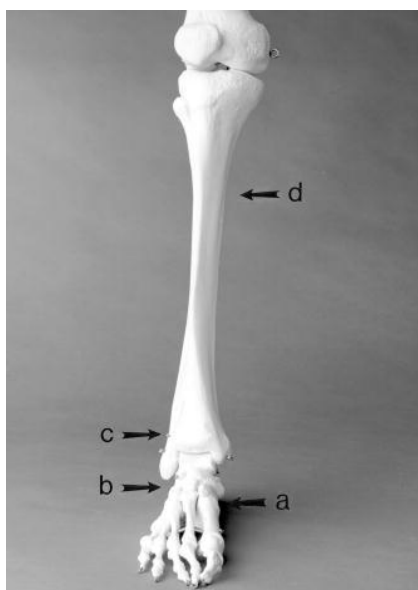
Komplex hlezna a nohy je multikloubová struktura, která umožňuje pohyb mezi nohou a holenní kostí. Patologické stavy jako CMP, traumatická poškození mozku a CP mohou přispívat k abnormálním rotacím tohoto komplexu. Hlezenní ortézy ovlivňují statickou i dynamickou kontrolu DKK (Chu, 2001).

Přímé biomechanické účinky

Biomechanický efekt AFO je založený na tříbodovém principu sil, který ovlivňuje kontrolou dvou sousedních segmentů aligment nohy. Korekční síly jsou směřovány na konvexní stranu daného kloubu. Dvě protipůsobící síly jsou umístěny naproti, nad a pod korekční silou. Se zvyšující se vzdáleností od korekční síly se prodlužuje rameno působící síly a tím také účinnost. Pro zajištění mediolaterální stability subtalárního kloubu a kontrolu nadměrné subtalární everze má podle tří bodového systému sil, umístění korekční síly proximálně od mediálního kotníku a na sustenaculum tali. Tlak nemůže být vyvíjen přímo na kostěný malleolus, proto musí být korekční síly umístěny na sousední plochy. Sustenaculum je lokalizováno na os calcaneum a pokud je stabilizace optimální, poskytuje talu horizontální oporu. Dvě protipůsobící síly, distální na laterální ploše calcaneu a proximální na laterální ploše lýtky jsou pod a nad hlezenním kloubem v co možná největší vzdálenosti pro prodloužení ramen působících sil (Lin et al., 2010; NHS, 2009).

Inverze subtalárního kloubu způsobená oslabením m. TA je zajištěná korekční silou umístěnou proximálně od laterálního kotníku a přes os cuboideum. Opět není možné aplikovat přímou sílu přes laterální kotník a je nutné ji umístit na přilehlá místa. Proti působící síly jsou umístěny tak, že distální je na mediálním calcaneu a proximální na mediálním okraji tibie (Obr. 3, str. 35), (Lin et al., 2010).

Obr. 3. Třibodový systém sil pro korekci subtalární inverze



Legenda:

Korektivní síly: **(c)** malleolus lateralis proximálně, **(b)** os cuboideum.

Proti působící síly: **(a)** mediální calcaneus, **(d)** mediální okraj tibie.

Nepřímé biomechanické efekty

Korekcí postavení v hlezenním kloubu se správným aligment může během stojné fáze AFO ovlivnit reakční sílu podložky a tím i KOK a KYK. Toho je dosaženo reorganizací pozice tibie do 10° inklinace s posunem reakční síly podložky vzad. Kombinace posunu reakční síly vzad a pohybu KOK vpřed zaručuje redukci extenčních momentů sil v KOK a zlepšuje jeho aligment. V této pozici, kdy je tibie udržována v inklináčním postavení, je usnadněna i dopředná inklinace femuru (10°) a v KYK tak dochází k anteriornímu pohybu bez hyperextenze KOK. Kombinace anteriorního umístění KYK a posteriorního posunu reakční síly vede k redukci či úplné přeměně abnormálního flekčního momentu na moment extenční (NHS, 2009).

1.3.3 Vliv AFO na chůzi

Hlezenní ortézy jsou u pacientů po CMP používány ke korekci postavení hlezenního kloubu, lepší mediolaterální stabilitu během stojné fáze, adekvátní clearance během švihové fáze, zvýšení rychlosti chůze a snížení energetických ztrát. O tom, jak AFO ovlivňuje charakteristiky chůze, pojednává mnoho zahraničních studií, prováděných jak na zdravých subjektech, tak na subjektech s neuromuskulárním poškozením. AFO mají vliv na časoprostorové charakteristiky (rychlost, délka kroku a dvojkroku, doba jedno a dvou oporové fáze a kadence), kinematické (úhlové nastavení jednotlivých kloubů), kinetické (moment síly), posturální stabilitu a metabolický a kardiopulmonální výdej (Chen et al., 1999).

Vliv na posturální stabilitu

Alterace v posturální stabilitě jsou po CMP běžné. Studie prokázaly poruchu jak statické, tak dynamické posturální stability včetně nerovnoměrné distribuce tělesné váhy během stoje s nižším zatížením paretické strany. Co se týče dynamické posturální kontroly nedochází během přechodu z fáze dvojí opory do jedno-oporové fáze k plnému přenosu zatížení ve frontální rovině (Chen et al., 1999).

Vlivem prefabrikovaných termoplastických (PLS) ortéz na posturální stabilitu se zabýval Cakar. Výsledkem bylo zvýšení posturální stability a snížení rizika pádu u chronických pacientů po CMP (Cakar et al., 2010).

Další studie zabývající se tímto tématem došla k závěrům, že AFO vyrobené z plastických materiálů zlepšují symetrii a dynamickou stabilitu v časně fázi po CMP, ale u pacientů v pozdějších fázích (12 měsíců od CMP) nebylo zlepšení prokázáno (Wang et al., 2005).

Vliv AFO na časoprostorové charakteristiky chůze

Následující studie prokazují zrychlení chůze a dalších parametrů při použití AFO u hemiparetických pacientů. Signifikantní zvýšení rychlosti chůze bylo prokázáno u různých typů hlezenních ortéz (Xu et al., 2011; Doğan et al., 2011).

Nolan testoval vzdálenost, kterou pacienti ujdou během šesti minutového testu. Vzdálenost při použití AFO byla průkazně delší než bez AFO (Nolan et al., 2009).

V další studii sledoval Nolan efekt dynamické AFO na časoprostorové charakteristiky chůze (rychlost, délka kroku a dvojkroku a kadence) s prokazatelným zlepšením při použití AFO, u šířky kroku a fáze dvojí opory došlo ke zkrácení (Nolan et al., 2010).

Silver-Thorn testoval různé nastavení v sagitální rovině u 8 hemiparetických pacientů, byly hodnoceny časoprostorové, kinematické a kinetické charakteristiky. Pacienti obecně projeví u nastavení v 5° plantární flexi menší flexi KOK během přenosu zatížení. Šest z osmi pacientů projevilo vyšší flekční moment KOK během přenosu zatížení s nastavením v plantární flexi oproti flexi dorzální (Silver-Thorn et al., 2011).

Vliv AFO na spasticitu

Vlivem AFO na spasticitu se zabýval Ibuki et al. (2010), testoval 15 pacientů s individuálně zhotovenou AFO, tato studie neprokázala signifikantní rozdíl v neurofyziologickém efektu na excitabilitu soleárního reflexu u spastických pacientů.

Další autoři se věnují vlivu AFO u pacientů s cerebrální parézou (CP) nebo míšní lézí. Nash et al. (2008) prokázal zlepšení parametrů chůze u pacienta s inkompletní míšní lézí za použití tone-reducing AFO. U pacientů s CP nebyl prokázán efekt tone reucting AFO na zvolené parametry chůze (Crenshaw et al., 2000).

Kombinací s terapií botulotoxinem se zabýval Reiter et al. (1998), kdy došel k závěru, že terapie nízkými dávkami botulotoxinu v kombinaci s tapingem je stejně efektní jako terapie běžnými dávkami.

Vliv AFO na metabolické a kardiopulmonální výdaje

Franceschini et al. (2003) sledovala vliv na metabolické a kardiopulmonální výdaje u 9 chronických pacientů se stejnou alterací v pohybovém vzoru během běžné chůze s a bez AFO. Výsledkem bylo snížení ztráty energie během chůze bez výrazné kardiopulmonální reakce.

Danielsson & Sunnerhagen (2004) sledovaly výrazné snížení výdeje energie u 10 hemiparetických pacientů (do 6 měsíců od CMP) při použití karbonové AFO.

Vliv AFO na svalovou aktivitu během chůze

Mulroy sledovala efekt tří AFO na chůzi u 30 hemiparetických pacientů. Všechny AFO zvyšovali dorzální flexi hlezna během švihové fáze a ve fázi počátečního stoje. (Mulroy et al., 2010).

Abdullah se zaměřil na svalovou aktivitu vybraných svalů při běžné chůzi u hemiparetických pacientů s patologií poklesu špičky. Porovnávána byla situace s a bez AFO. Závěrem studie byl pozitivní vliv AFO na normalizaci a symetrii svalové aktivity obou dolních končetin (Abdullah et al., 2008).

Lairamore et al. (2011) srovnávala aktivitu m. TA u 15 pacientů po CMP při použití PLS AFO, dynamické AFO a v situaci bez ortézy. U dynamické AFO byla prokázána signifikantně nižší aktivita m. TA během švihové fáze.

Hesse sledoval efekt rigidní ortézy na aktivitu svalů u 21 hemiparetických pacientů různé etiologie s equinovarovním postavením DK. Všichni pacienti trpěli výraznou spasticitou plantárních flexorů. Výraznější změny svalové aktivity při použití AFO byly naměřeny u m. TA (Hesse et al., 1999).

Vlivem experimentální AFO se zabýval Costal, který analyzoval EMG vybraných svalů u zdravých jedinců za použití experimentální AFO vyvinuté pro pacienty po CMP. Na výzkumu participovalo 28 zdravých jedinců, u kterých však nebylo prokázáno statisticky významné ovlivnění aktivity m. TA při použití této ortézy (Costal et al., 2010).

Změnou svalové aktivity u hemiparetických dětí následkem CP se zabýval Romkes et al. (2006). Studie probíhala u 10 pacientů za použití kloubové AFO.

U všech dětí se vyskytovala nadměrná plantární flexe a iniciální kontakt palce, ale při použití HAFO pacienti kontaktovali podložku fyziologicky.

Geboers et al. (2002) se zabývali okamžitým i dlouhodobým efektem AFO na svalovou aktivitu během chůze u 14 zdravých a 29 hemiparetických pacientů s foot drop. Po 6 týdnech byl sledován adaptační efekt u 29 subjektů, celková EMG aktivita se však po 6 týdnech nezměnila.

Vliv tapu a měkké ortézy

Vlivem měkké a semi-rigidní ortézy na posturální výchyly u pacientů s funkční instabilitou hlezna se zabýval Hadadi et al. (2011). S výsledkem pozitivního vlivu všech použitých ortéz na výchyly COP a to zejména u měkké ortézy.

Hartsell & Spaulding (1997) měřili momenty sil vyvíjené jednotlivými ortézami pro pacienty s chronickou instabilitou. Semirigidní i flexibilní ortézy tolerovaly signifikantně vyšší momenty sil a nižší inverzní rozsah než v situaci bez ortézy.

Vliv nižší dávky botulotoxinu (BTA) v kombinaci s tapingem oproti běžné terapii botulotoxinem zkoumal Reiter. Studie probíhala u 18 pacientů se spastickou equinovarovitou nohy. Nižší dávky botulotoxinu byly aplikovány do m. TP s následným tapingem. Spasticita podle Ashwothové škály klesla v obou skupinách, stejně jako se zlepšily ostatní parametry chůze (Reiter et al., 1998).

Další studie však neprokázala signifikantní rozdíly měřených parametrů mezi dvěma skupinami. Dvacet hemiparetických pacientů bylo rozděleno do dvou skupin, kdy v první skupině byl aplikován botulotoxin v kombinaci s kinesiotapingem hlezna a v druhé botulotoxin s falešným tapingem. Byl hodnocen vliv na spastické equinózní postavení nohy, kdy zlepšení bylo zjištěno v obou skupinách (Karadag-Saygi et al., 2010).

Franettovich et al. (2011) porovnávala aktivitu svalů při použití tapu, AFO a chůze na boso u 27 zdravých jedinců. EMG aktivita byla zaznamenávána z m. TP, m. TA, m. PL a m. GCmed. Oproti chůzi na boso došlo u tapingu i AFO ke snížení svalové aktivity.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je posoudit vliv různých typů hlezenních ortéz na změnu svalové aktivity vybraných svalů DKK v rámci krokového mechanismu u pacientů s hemiparézou. Zaměřili jsme se na vliv zevní opory, tedy měkké a rigidní ortézy na změny ve svalové aktivitě.

VĚDECKÉ OTÁZKY

1. Jakým způsobem ovlivní u pacientů po CMP použití rigidní a měkké hlezenní ortézy svalovou aktivitu vybraných svalů paretické končetiny?

H₀₁: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s měkkou ortézou a bez ortézy.“

H₀₂: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy.“

H₀₃: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou.“

H₀₄: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze s měkkou ortézou a bez ortézy.“

H₀₅: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy.“

H₀₆: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou.“

H₀₇: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s měkkou ortézou a bez ortézy.“

H₀₈: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy.“

H₀₉: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou.“

2. Jakým způsobem ovlivní u pacientů po CMP použití rigidní a měkké hlezenní ortézy svalovou aktivitu vybraných svalů paretické končetiny v porovnání s kontrolní skupinou?

H₀₁₀: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze bez ortézy mezi experimentální a kontrolní skupinou.“

H₀₁₁: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

H₀₁₂: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

H₀₁₃: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze bez ortézy mezi experimentální a kontrolní skupinou.“

H₀₁₄: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

H₀₁₅: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

H₀16: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze bez ortézy mezi experimentální a kontrolní skupinou.“

H₀17: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

H₀18: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy.“

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

Do souboru bylo zahrnuto 11 pacientů lůžkového oddělení rehabilitace FN Olomouc, z toho 7 mužů a 4 ženy, dále 11 zdravých probandů jako kontrolní skupina, z toho 5 mužů a 6 žen. V průměrném věku 56,8 let, SD 13 (pacienti) a 54,3 let SD 6 (kontrolní skupina). S průměrnou dobou 32 dní od vzniku cévní mozkové příhody u 10 pacientů, jeden pacient byl 1 rok po prodělané příhodě. U 4 pacientů byla příčinou hemiparézy ischemie v povodí ACM dx., u 4 pacientů ischemie v povodí ACM sin., a u 3 pacientů IC hemoragie (u dvou pacientů s pravostrannou symptomatologií, u jednoho s levostrannou). Kritériem pro zařazení do výzkumu byla schopnost samostatné chůze pacienta (bez dopomoci terapeuta, popřípadě opěrné pomůcky). Dalším kritériem byl negativní anamnestický údaj o přidružených komplikacích na DKK (fraktury DKK, totální endoprotéza KOK a KYK, vážnější luxace hlezna).

3.2 Průběh měření

Před samotným měřením byli pacienti seznámeni s průběhem a účelem měření což stvrdili informovaným souhlasem (Příloha 1) Nejprve bylo provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byly zahrnuty i funkční testy chůze a stability a následně (druhý den) probíhalo přístrojové vyšetření v kineziologické laboratoři.

3.2.1 Kineziologické vyšetření

V rámci kineziologického vyšetření (Příloha 2, 3) byla odebrána anamnéza, hodnocena byla aktivní a pasivní hybnost DK, stabilita stoje, kvalita čítí, přítomnost spasticity a další. Do kineziologického vyšetření byly zahrnuty i vybrané části z funkčních testů chůze a stability

- Timed Up and Go test
- Berg Balance Scale

- Tinetti Balance Assessment Tool

3.2.2 Vyšetření pomocí povrchové elektromyografie

Pomocí povrchové elektromyografie jsme zjišťovali rozdíly ve svalové aktivitě při chůzi za různých podmínek. Před aplikací elektrod jsme ošetřili kůži nad vybranými svaly abrazivní pastou, očistily vlhkým ručníkem a otřeli do sucha. Následně jsme do střední linie snímaných svalů kolmo na průběh jejich vláken aplikovali samoadhezivní EKG elektrody o rozměrech 48 x 34 cm, referenční elektrodu jsme umístily na patellu a dále připevnili zesilovače pomocí lepicí pásky ke kůži z důvodu vyloučení artefaktů.

Pro měření bylo použito 16 kanálové polyEMG Myosystem 1400 Noraxon. Měření bylo synchronizováno s videokamerou a softwarem MyoVideo 1.3. Svalová aktivita byla snímána bilaterálně z následujících svalů:

- m. tibialis anterior,
- m. gastrocnemius medialis,
- m biceps femoris,
- m. rectus femoris
- m. vastus medialis QF
- m. gluteus medius.

Hodnoceny byly tři různé situace:

- bez ortézy,
- za použití měkké ortézy (Příloha 4),
- a rigidní ortézy (Příloha 4).

Výchozí polohou byl stoj na okraji posturografické plošiny mimo snímatelnou oblast. Ve vzpřímeném stoji jsme snímali po 20 s klidovou svalovou aktivitu. Pro objektivizaci měřeného úseku byl použit posturografický test Walk Across, (viz posturografické vyšetření) jehož výsledky jsme dále nezpracovávali.

Zpracování elektromyografického signálu

Surový EMG signál byl zpracován programem MyoResearch 1.07.01. Elektromyografický signál jsme rektifikovali a kvantifikovali parametrem RMS 50 ms. Upravený signál jsme zpracovali v protokolu Standard Report, za použití parametru Average Activation. Vyhodnocovaným úsekem byly zvoleny všechny stejné fáze paretické končetiny od počátečního kontaktu po odval palce, které pacient absolvoval během testu běžné chůze na posturografické plošině.

Hodnocení svalové aktivity

Z hodnot průměrné aktivace svalů a jejich směrodatných odchylek jsme v programu Microsoft Office Excell spočítali aktivační hodnotu (AH). AH byla vypočtena podle vzorce $AH = \text{průměrná aktivita} + 2 \times \text{směrodatná odchylka}$. Následně jsme sledovali změny svalové aktivity vyjádřené v násobcích AH v jednotlivých situacích a porovnávali je s hodnotami zjištěnými u kontrolní skupiny.

3.2.3 Posturografické vyšetření

Posturografické vyšetření bylo provedeno na přístroji Balance Master System od firmy NeuroCom za použití dynamického testu chůze Walk Across. Balance Master System se skládá z tenzometrické plošiny dlouhé cca 1,5 m, široké cca 50 cm, která je umístěna v dřevěném rámu.

Walk across test

Test WA hodnotí chůzi – rychlost, šířku kroku a jeho symetrii. Hodnoty nejsou normovány, z důvodu značné interindividuální rozdílnosti chůze každého jednotlivce. Hodnoty jsou pouze orientační vzhledem k délce chodníku a tedy krátké době snímání výstupních hodnot.

Test WA hodnotí tyto parametry:

- průměrná šířka kroku (*Mean Step Width*) – laterální vzdálenost (vyjádřená v centimetrech) mezi levým a pravým chodidlem během jednotlivých kroků,
- průměrná délku kroku (*Mean Step Length*) – průměrná longitudinální vzdálenost (vyjádřená v centimetrech) mezi jednotlivými údery paty každého kroku,

- průměrná rychlost (*Mean Speed*) – průměrná rychlost pohybu vpřed vyjádřena v centimetrech za sekundu (Kolářová, 2012).

Postup měření na posturografu v naší studii

Pro naši studii jsme test modifikovaly a to tak, že pacienti absolvovali WA test třikrát ve třech různých situacích:

- bez ortézy
- za použití měkké ortézy
- za použití rigidní ortézy

Pacienti byli instruováni tak, aby na zvukový povel „jděte“ a signálu „GO“ viditelném na obrazovce prošli normální chůzí přes posturografickou plošinu a to vždy třikrát za stejné situace.

3.2.4 Funkční testy

Timed Up and Go test

Slouží k testování základních lokomočních dovedností starších pacientů s poruchou rovnováhy a hodnotí riziko pádu, hodnotícím kritériem je dosažený čas. Výchozí pozicí je sed na běžné židli (s výškou sedadla 46 cm), z této pozice je test na zvukový povel „jděte“ zahájen, následuje tři metry dlouhá chůze v bezpečném tempu, otočka a návrat zpět, kde se pacient posadí. Dosednutím na židli je test ukončen. V naší práci jsme test měřili za třech různých situací a to na boso, za použití měkké ortézy a s ortézou rigidní.

Berg Balance Scale (BBS)

BBS byl vyvinut k hodnocení stability starších lidí s poruchami rovnováhy. Hodnocení probíhá pomocí 14 funkčních testů s bodovým rozmezím 0 - 4 body. Nula bodů znamená nezvládnutí daného testu. My jsme test v naší práci modifikovali a ze 14 položek jsme vybrali 7, které hodnotily dynamicky náročnější situace.

Tinetti Balance Assessment Tool

Tento test hodnotí riziko pádu u starších osob. Test je rozdělen do dvou částí, první hodnotí poruchy stability v devíti posturálních situacích a druhá část, kterou jsme použili v naší práci je zaměřena na chůzi. Chůze je hodnocena body od 0 do 2, kdy vyšší hodnoty znamenají lepší kvalitu hodnoceného parametru. Maximální skóre dosažené v části týkající se chůze je 12 bodů. Test se skládá z chůze pacienta, který jde po pokoji či chodbě nejprve pomalým tempem. Zpět se vrací v rychlém, ale stále bezpečném tempu, test hodnotí 8 vybraných parametrů chůze.

3.2.5 Statistické zpracování dat

Statistické vyhodnocení dat jsme provedli pomocí softwaru STATISTICA 10.0. Byly vypočteny základní popisné statistické veličiny: průměr, medián, směrodatná odchylka, minimum a maximum. Pro ověření nulové hypotézy byla použita jednofaktorová neparametrická analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření. Hypotézy byly testované jako nulové a statistická významnost mezi jednotlivými situacemi byla určována na základě Scheffeho post-hoc testu. Byla zvolena 5 % ($\alpha = 0,05$) hladina významnosti.

4 VÝSLEDKY

4.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 1

Vědeckou otázku ve znění: „**Jakým způsobem ovlivní u pacientů po CMP použití rigidní a měkké hlezenní ortézy svalovou aktivitu vybraných svalů paretické končetiny?**“, jsme testovali pomocí 9 hypotéz. V hypotézách Ho1-Ho9 hodnotíme rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během stejné fáze paretické končetiny. Hypotézy Ho1-Ho3 jsou určeny pro fázi počáteční stoje. Hypotézy Ho4-Ho6 hodnotí střední stojnou fázi a Ho7-Ho9 fázi konečného stoje. Porovnávali jsme hodnoty naměřené při chůzi bez ortézy, s měkkou a rigidní ortézou.

Výsledky pro ověření hypotéz jsou znázorněny v tabulkách statistických významností (Tabulka 1-9, str. 50-59). Data popisné statistiky v tabulkách popisné statistiky (Tabulky I-III; Příloha 6). Souhrné výsledky na konci kapitoly (Graf 19-21, str. 74, 75).

Na základě statistického hodnocení lze konstatovat:

Hypotézu Ho1 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s měkkou ortézou a bez ortézy,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu Ho2 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu Ho3 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu Ho4 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během*

chůze s měkkou ortézou a bez ortézy,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀₅ ve znění: *„Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy,“* není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀₆ ve znění: *„Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou,“* není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀₇ ve znění: *„Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s měkkou ortézou a bez ortézy,“* není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀₈ ve znění: *„Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s rigidní ortézou a bez ortézy,“* není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀₉ ve znění: *„Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze s rigidní ortézou a měkkou ortézou,“* není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

4.1.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Tabulka 1. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

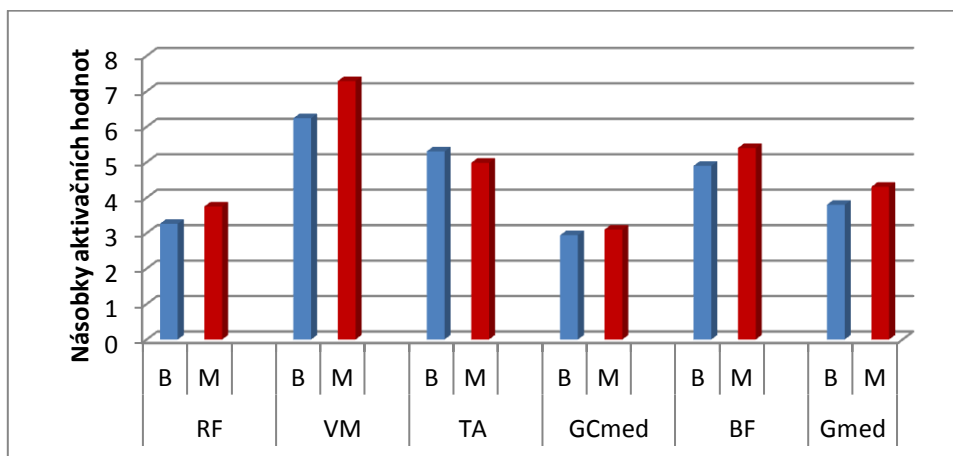
Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	M	SD(M)	p	H ₀₁
RF	BxM	3,264228	2,49517	3,752741	2,91522	0,999922	nezamítáme
VM	BxM	6,241083	13,24742	7,290025	16,07577	0,999989	nezamítáme
TA	BxM	5,304127	13,24742	4,983641	2,11123	1	nezamítáme
GCmed	BxM	2,941199	3,14493	3,102093	2,70412	0,999999	nezamítáme
BF	BxM	4,897384	1,99316	5,402831	5,78283	1	nezamítáme
Gmed	BxM	3,800726	5,07807	4,305846	2,65349	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H₀₁

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během počátečního stoje mezi měkkou ortézou a situací bez ortézy (Tab. 1, str. 50). Přesto lze pozorovat určitý trend vyšší svalové aktivity u většiny svalů paretické končetiny při použití měkké ortézy. Největší rozdíly jsou patrné u m. VM, Gmed a RF. Ke snížení svalové aktivity došlo u m. TA. (Graf 1, str. 51).

Graf 1. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza.

4.1.2 Výsledky k hypotéze H02

Tabulka 2. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	R	SD(R)	p	H02
RF	BxR	3,264228	2,49517	4,833108	5,497182	0,979307	nezamítáme
VM	BxR	6,241083	13,24742	6,36074	12,91625	1	nezamítáme
TA	BxR	5,304127	13,24742	5,26378	1,83996	1	nezamítáme
BF	BxR	4,897384	1,99316	4,95436	4,81876	1	nezamítáme
Gmed	BxR	3,800726	5,07807	4,000634	2,654332	1	nezamítáme

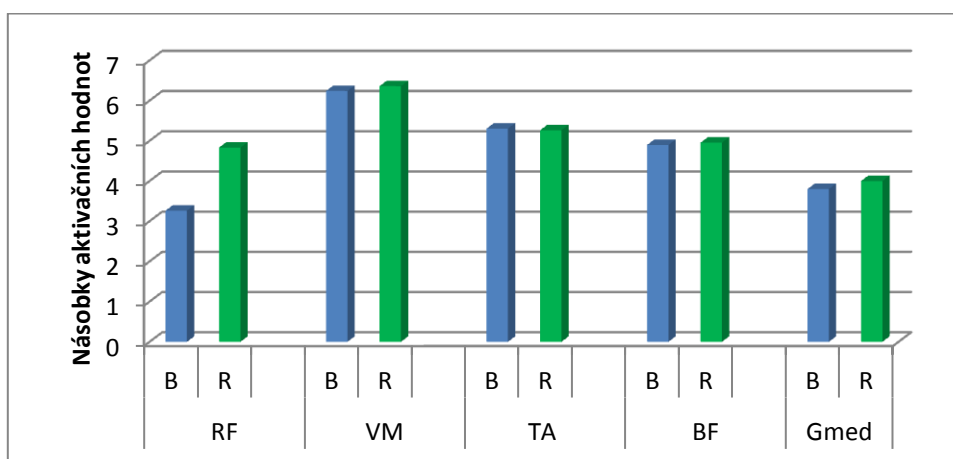
Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF - m biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H02

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během počátečního stoje mezi měkkou ortézou a situací bez ortézy (Tab. 2, str. 51). Přesto lze pozorovat určitý trend vyšší svalové aktivity u většiny svalů paretické končetiny při

použití rigidní ortézy. Hodnoty jsou vyšší u m. RF, VM, BF a Gmed. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu rigidní ortézou. U m. TA došlo k mírnému snížení aktivity oproti situaci bez ortézy (Graf 2, str. 52).

Graf 2. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H03

Tabulka 3. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

Sval	Hodnocená situace	M	SD(M)	R	SD(R)	p	H03
RF	MxR	3,752741	2,91522	4,833108	5,497182	0,996283	nezamítáme
VM	MxR	7,290025	16,07577	6,36074	12,91625	0,999994	nezamítáme
TA	MxR	4,983641	2,11123	5,26378	1,83996	1	nezamítáme
BF	MxR	5,402831	5,78283	4,95436	4,81876	1	nezamítáme
Gmed	MxR	4,305846	2,65349	4,000634	2,654332	1	nezamítáme

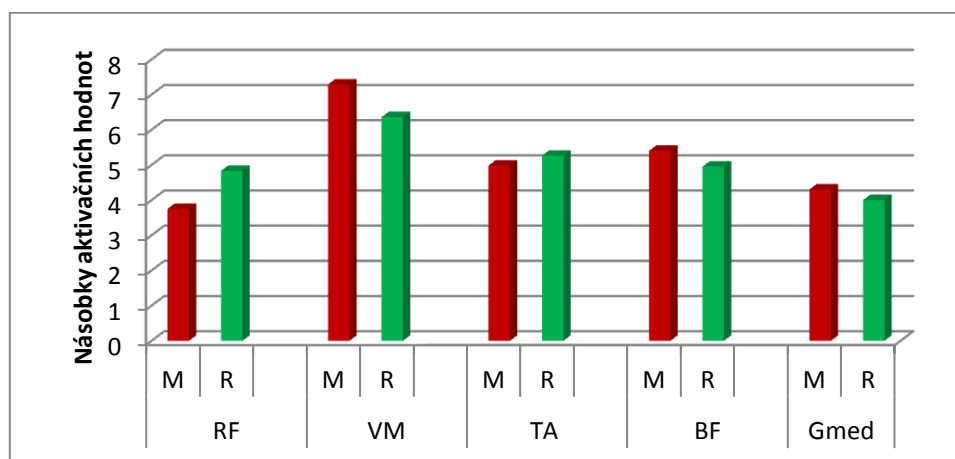
Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H03

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během

počátečního stoje mezi měkkou a rigidní ortézou (Tab. 3, str. 52). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty u rigidní ortézy jsou patrné u m. RF a m. TA. Měkká ortéza dosahuje vyšších hodnot u m. VM, BF a Gmed. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu rigidní ortézou (Graf 3, str. 53).

Graf 3. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza.

4.1.4 Výsledky k hypotéze H₀₄

Tabulka 4. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze.

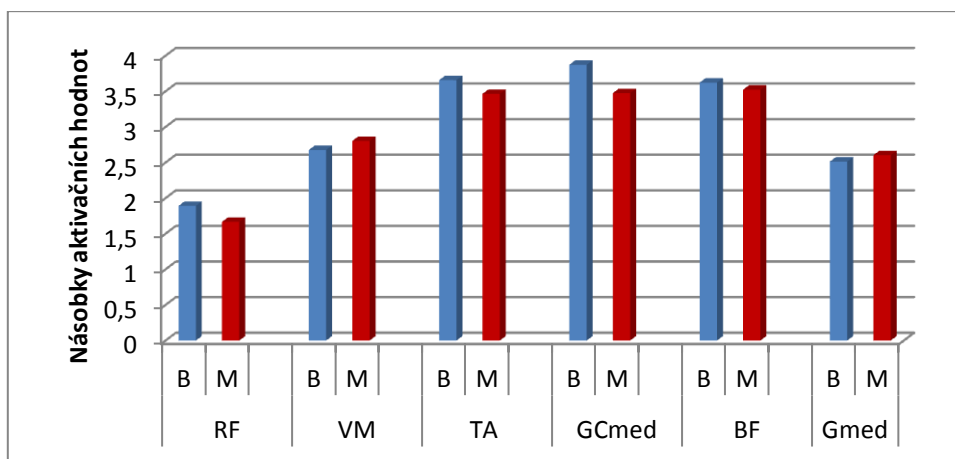
Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	M	SD(M)	p	H ₀₄
RF	BxM	1,891532	0,750839	1,667327	0,615889	0,999971	nezamítáme
VM	BxM	2,676796	4,329576	2,803395	4,397126	1	nezamítáme
TA	BxM	3,657039	1,932798	3,465017	1,94567	1	nezamítáme
GCmed	BxM	3,873657	2,14332	3,474557	1,68637	0,999993	nezamítáme
BF	BxM	3,622558	4,136595	3,523243	4,111677	1	nezamítáme
Gmed	BxM	2,514025	0,933311	2,603116	1,138769	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, B – bez ortézy, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H04

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během střední stojné fáze mezi měkkou ortézou a situací bez ortézy (Tab. 4, str. 53). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty při použití měkké ortézy jsou patrné u m. VM a m. Gmed. Ke snížení hodnot dochází u m. RF, TA, GCmed a BF (Graf 4, str. 54).

Graf 4. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza.

4.1.5 Výsledky k hypotéze H05

Tabulka 5. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze.

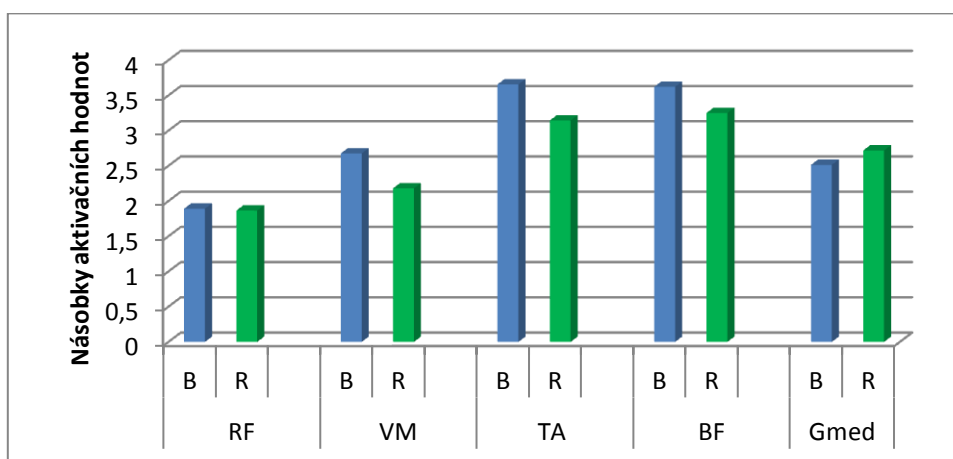
Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	R	SD(R)	p	H05
RF	BxR	1,891532	0,750839	1,865371	0,980466	1	nezamítáme
VM	BxR	2,676796	4,329576	2,181038	2,662987	0,999986	nezamítáme
TA	BxR	3,657039	1,932798	3,144171	1,457078	0,999968	nezamítáme
BF	BxR	3,622558	4,136595	3,250837	3,537736	0,999938	nezamítáme
Gmed	BxR	2,514025	0,933311	2,718624	0,934624	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H05

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během střední stejné fáze mezi rigidní ortézou a situací bez ortézy (Tab. 5, str. 54). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty při použití rigidní ortézy jsou patrné pouze u m. Gmed. Nižší hodnoty vykazuje rigidní ortéza u m. RF, VM, TA, a BF. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu rigidní ortézou (viz Graf 5, str. 55).

Graf 5. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stejné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza.

4.1.6 Výsledky k hypotéze H06

Tabulka 6. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze.

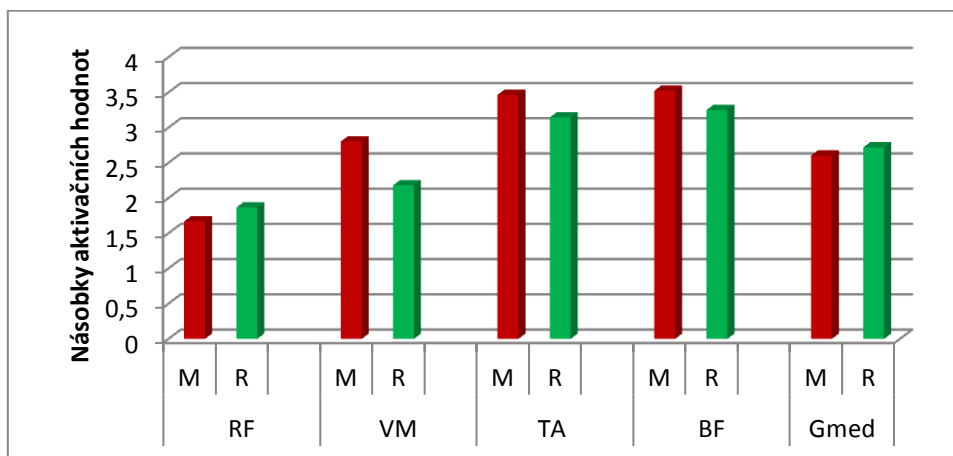
Sval	Hodnocená situace	M	SD(M)	R	SD(R)	p	H06
RF	MxR	1,667327	0,615889	1,865371	0,980466	0,999984	nezamítáme
VM	MxR	2,803395	4,397126	2,181038	2,662987	0,999573	nezamítáme
TA	MxR	3,465017	1,94567	3,144171	1,457078	0,999997	nezamítáme
BF	MxR	3,523243	4,111677	3,250837	3,537736	0,999987	nezamítáme
Gmed	MxR	2,603116	1,138769	2,718624	0,934624	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H06

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během střední stojné fáze mezi měkkou a rigidní ortézou (Tab. 6, str. 56). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty při použití rigidní ortézy jsou patrné pouze u m. RF a Gmed. Nižší hodnoty vykazuje rigidní ortéza u m. VM, TA, a BF. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu způsobené rigidní ortézou (viz Graf 6, str. 57).

Graf 6. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza.

4.1.7 Výsledky k hypotéze H₀₇

Tabulka 7. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	M	SD(M)	p	H ₀₇
RF	BxM	1,725783	1,342279	1,559957	1,152217	0,999991	nezamítáme
VM	BxM	1,481291	2,365313	1,307866	1,975275	0,999999	nezamítáme
TA	BxM	9,378445	9,45975	8,840781	9,68075	0,999995	nezamítáme
GCmed	BxM	2,892517	2,543274	2,820794	2,381867	1	nezamítáme
BF	BxM	2,363024	1,876884	1,977973	1,276881	0,999861	nezamítáme
Gmed	BxM	2,027065	1,94267	1,886268	1,791438	1	nezamítáme

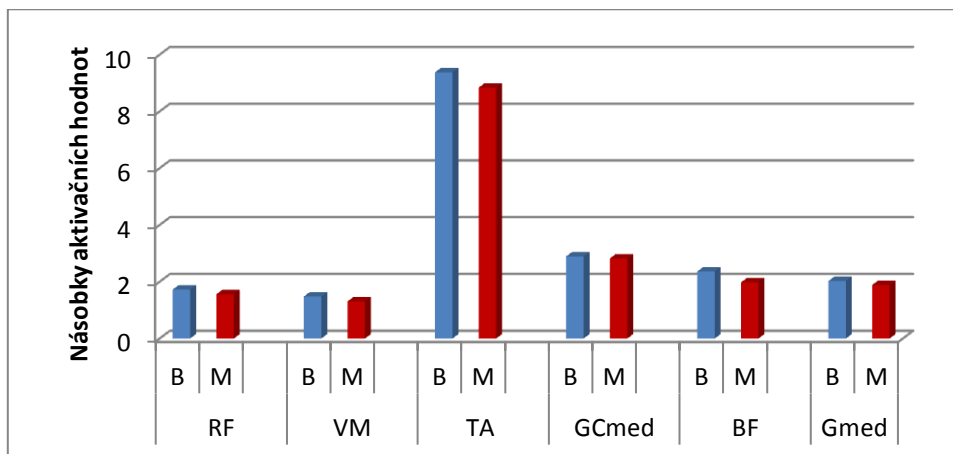
Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, B – bez ortézy, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H₀₇

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během fáze konečného stoje mezi měkkou ortézou a situací bez ortézy (Tab. 7, str. 57).

U všech měřených svalů je však patrný trend nižší svalové aktivity při použití měkké ortézy (viz Graf 7, str. 58).

Graf 7. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza.

4.1.8 Výsledky k hypotéze H08

Tabulka 8. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

Sval	Hodnocená situace	B	SD(B)	R	SD(R)	p	H08
RF	BxR	1,725783	1,342279	1,702249	1,657607	1	nezamítáme
VM	BxR	1,481291	2,365313	1,144069	1,503588	0,999968	nezamítáme
TA	BxR	9,378445	9,45975	8,844144	9,01034	0,999995	nezamítáme
BF	BxR	2,363024	1,876884	2,320932	1,715352	1	nezamítáme
Gmed	BxR	2,027065	1,94267	2,203422	2,071748	1	nezamítáme

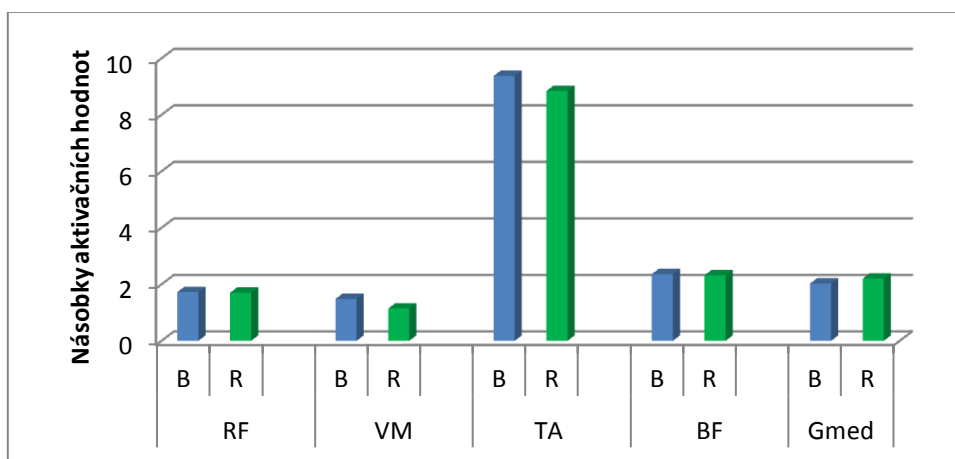
Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H08

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během

fáze konečného stoje mezi rigidní ortézou a situací bez ortézy (Tab. 8, str. 58). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty u rigidní ortézy jsou patrné pouze u m. Gmed. Ke snížení aktivity došlo při použití rigidní ortézy u m. RF, VM, TA a BF. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu způsobené rigidní ortézou (viz Graf 8, str. 59).

Graf 8. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, R – rigidní ortéza.

4.1.9 Výsledky k hypotéze H09

Tabulka 9. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

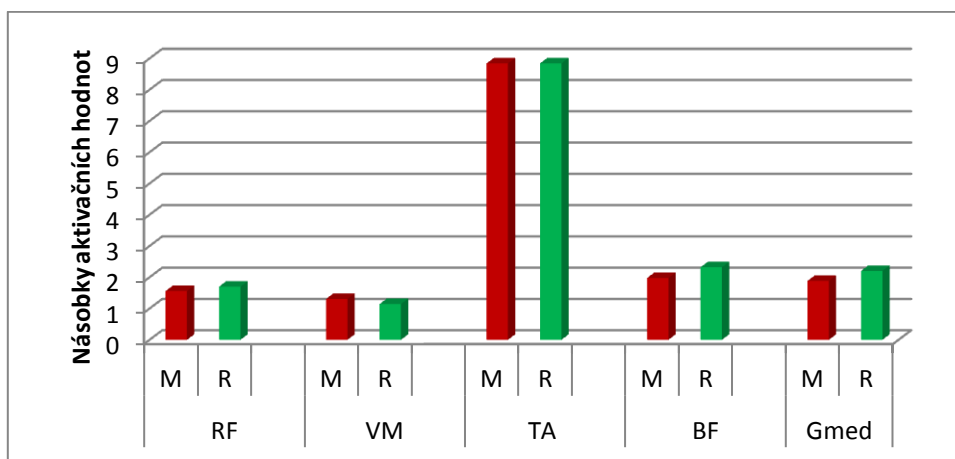
Sval	Hodnocená situace	M	SD(M)	R	SD(R)	p	H09
RF	MxR	1,559957	1,152217	1,702249	1,657607	0,999996	nezamítáme
VM	MxR	1,307866	1,975275	1,144069	1,503588	0,999999	nezamítáme
TA	MxR	8,840781	9,68075	8,844144	9,01034	1	nezamítáme
BF	MxR	1,977973	1,276881	2,320932	1,715352	0,999921	nezamítáme
Gmed	MxR	1,886268	1,791438	2,203422	2,071748	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H₀₉

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během fáze konečného stoje mezi rigidní ortézou a situací bez ortézy (Tab. 9, str. 59). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšší hodnoty dosažené rigidní ortézou jsou patrné u m. RF, BF a Gmed. Ke snížení aktivity došlo u rigidní ortézy vzhledem k měkké u m. VM. Hodnoty u m. TA jsou u obou ortéz vyrovnané. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení signálu způsobené rigidní ortézou (viz Graf 9, str. 60).

Graf 9. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza.

4.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE 2

Vědeckou otázku ve znění: „**Jakým způsobem ovlivní u pacientů po CMP použití rigidní a měkké hlezenní ortézy svalovou aktivitu vybraných svalů paretické končetiny v porovnání s kontrolní skupinou?**“, jsme testovali pomocí 9 hypotéz. V hypotézách H₀10-H₀18 hodnotíme rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během stejné fáze. Porovnávali jsme hodnoty naměřené při chůzi experimentální skupiny bez ortézy, s měkkou a rigidní ortézou s hodnotami kontrolní skupiny. Hypotézy H₀10-H₀12 jsou určeny pro fázi počátečního stoje. Hypotézy H₀13-H₀15 hodnotí střední stojnou fázi a H₀16-H₀18 fázi konečného stoje.

Výsledky pro ověření hypotéz jsou znázorněny v tabulkách statistických významností (Tabulka 10-18, str. 63-72). Data popisné statistiky v tabulkách popisné statistiky (Tabulky I-VI; Příloha 6). Souhrné výsledky na konci kapitoly (Graf 19-21, str. 74, 75).

Na základě statistického hodnocení lze konstatovat:

Hypotézu H₀10: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze bez ortézy mezi experimentální a kontrolní skupinou,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀11: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀12: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při počáteční stojné fázi během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀13: „*Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze bez ortézy mezi experimentální skupinou a kontrolní skupinou,*“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀14: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀15: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při střední stojné fázi během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀16: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze bez ortézy mezi experimentální skupinou a kontrolní skupinou,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀17: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze experimentální skupiny s měkkou ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu H₀18: „Není statisticky významný rozdíl v násobcích aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity u sledovaných svalů při fázi konečného stoje během chůze experimentální skupiny s rigidní ortézou a kontrolní skupiny bez ortézy,“ není možné zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

4.2.1 Výsledky k hypotéze H010

Tabulka 10. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

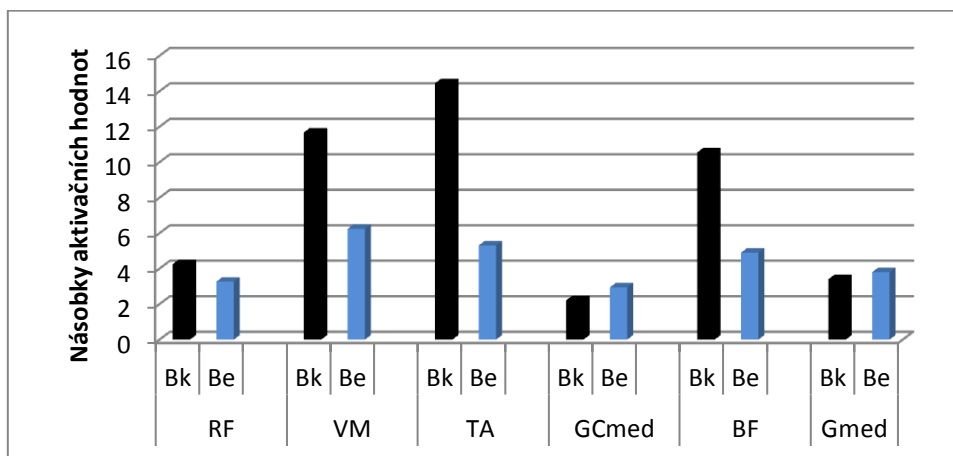
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Be	SD(Be)	p	H010
RF	BkxBe	4,24949	2,908566	3,264228	2,49517	0,997601	nezamítáme
VM	BkxBe	11,67463	11,28432	6,241083	13,24742	0,970821	nezamítáme
TA	BkxBe	14,44734	11,5537	5,304127	13,24742	0,237744	nezamítáme
GCmed	BkxBe	2,209453	2,363355	2,941199	3,14493	0,998697	nezamítáme
BF	BkxBe	10,55504	19,38608	4,897384	1,99316	0,971686	nezamítáme
Gmed	BkxBe	3,4047	0,768321	3,800726	5,07807	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H010

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během počáteční stojné fáze mezi experimentální a kontrolní skupinou v situaci bez ortézy (Tab. 10, str. 63). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšších hodnot v kontrolní skupině oproti experimentální dosahuje m. RF, VM, TA a BF. Nižší hodnoty zaznamenáváme u m. GCmed a Gmed (Graf 10, str. 64).

Graf 10. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy.

4.2.2 Výsledky k hypotéze H011

Tabulka 11. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

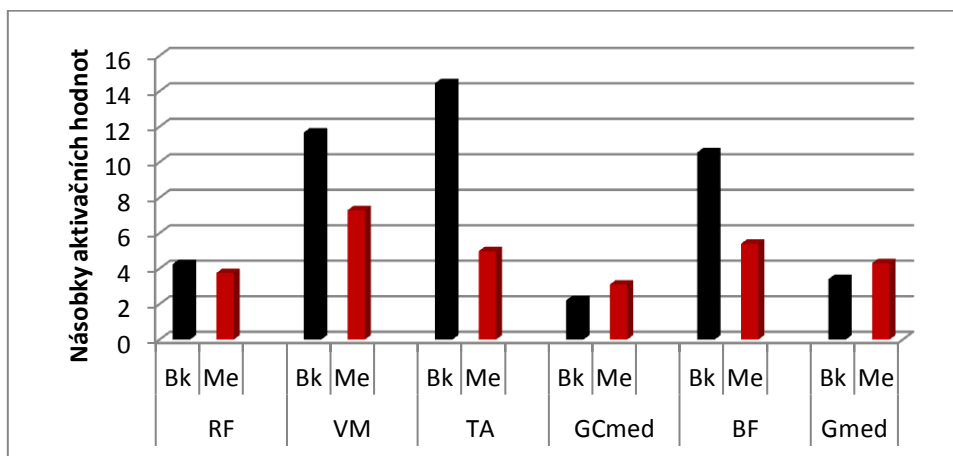
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Me	SD(Me)	p	H011
RF	BkxMe	4,24949	2,908566	3,752741	2,91522	0,999915	nezamítáme
VM	BkxMe	11,67463	11,28432	7,290025	16,07577	0,988808	nezamítáme
TA	BkxMe	14,44734	11,5537	4,983641	2,11123	0,203871	nezamítáme
GCmed	BkxMe	2,209453	2,363355	3,102093	2,70412	0,996628	nezamítáme
BF	BkxMe	10,55504	19,38608	5,402831	5,78283	0,981265	nezamítáme
Gmed	BkxMe	3,4047	0,768321	4,305846	2,65349	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H011

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během počáteční stojné fáze mezi experimentální skupinou s měkkou ortézou a kontrolní skupinou bez ortézy (Tab. 11, str. 64). Vyšší hodnoty dosáhla měkká ortéza pouze u m. GCmed a Gmed, u ostatních svalů došlo ke snížení. (Graf 11, str. 65).

Graf 11. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou.

4.2.3 Výsledky k hypotéze H012

Tabulka 12. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze.

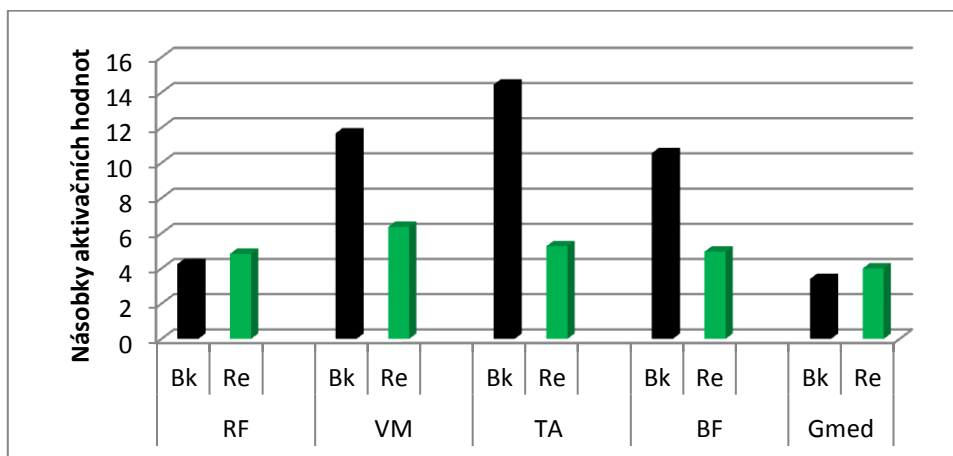
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Re	SD(Re)	p	H012
RF	BkxRe	4,24949	2,908566	4,833108	5,497182	0,999812	nezamítáme
VM	BkxRe	11,67463	11,28432	6,36074	12,91625	0,973523	nezamítáme
TA	BkxRe	14,44734	11,5537	5,26378	1,83996	0,233288	nezamítáme
BF	BkxRe	10,55504	19,38608	4,95436	4,81876	0,97291	nezamítáme
Gmed	BkxRe	3,4047	0,768321	4,000634	2,654332	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H012

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během počáteční stojné fáze mezi experimentální skupinou s rigidní ortézou a kontrolní skupinou bez ortézy (Tab. 12, str. 65). Vyšší hodnoty dosáhla rigidní ortéza u m. RF a Gmed. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení rigidní ortézou. (Graf 12, str. 66).

Graf 12. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou.

4.2.4 Výsledky k hypotéze H013

Tabulka 13. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze.

Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Be	SD(Be)	p	H013
RF	BkxBe	3,01186	3,409177	1,891532	0,750839	0,941337	nezamítáme
VM	BkxBe	4,518569	3,134822	2,676796	4,329576	0,936321	nezamítáme
TA	BkxBe	9,347989	6,186965	3,657039	1,932798	0,301671	nezamítáme
GCmed	BkxBe	5,247055	3,85229	3,873657	2,14332	0,997063	nezamítáme
BF	BkxBe	2,685849	2,505088	3,622558	4,136595	0,994497	nezamítáme
Gmed	BkxBe	1,952581	0,604756	2,514025	0,933311	1	nezamítáme

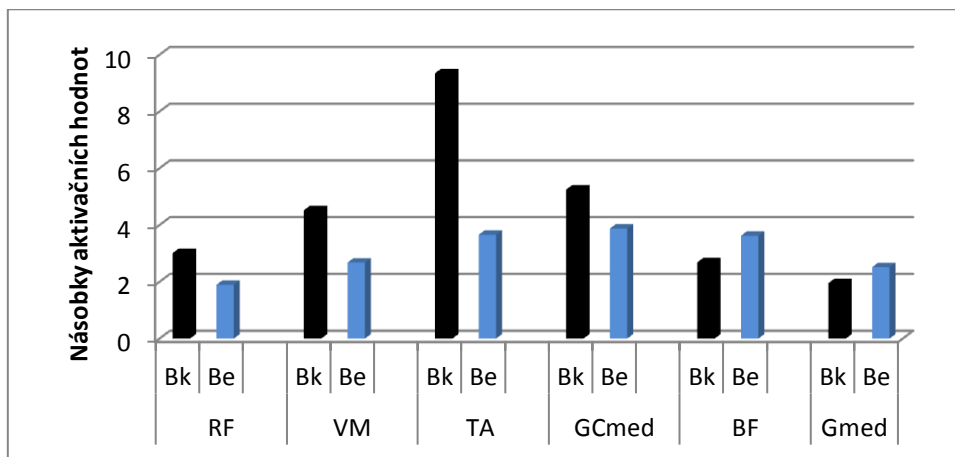
Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H013

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během střední stojné fáze mezi experimentální skupinou a kontrolní skupinou v situaci bez ortézy (Tab. 13, str. 66). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšších hodnot v kontrolní

skupině oproti experimentální dosahuje m. RF, VM, TA a GCmed. Nižší hodnoty zaznamenáváme u m. BF a Gmed (Graf 13, str. 67).

Graf 13. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stejné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy.

4.2.5 Výsledky k hypotéze H014

Tabulka 14. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stejné fáze.

Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Me	SD(Me)	p	H014
RF	BkxMe	3,01186	3,409177	1,667327	0,615889	0,87958	nezamítáme
VM	BkxMe	4,518569	3,134822	2,803395	4,397126	0,952569	nezamítáme
TA	BkxMe	9,347989	6,186965	3,465017	1,94567	0,265652	nezamítáme
GCmed	BkxMe	5,247055	3,85229	3,474557	1,68637	0,990305	nezamítáme
BF	BkxMe	2,685849	2,505088	3,523243	4,111677	0,996756	nezamítáme
Gmed	BkxMe	1,952581	0,604756	2,603116	1,138769	1	nezamítáme

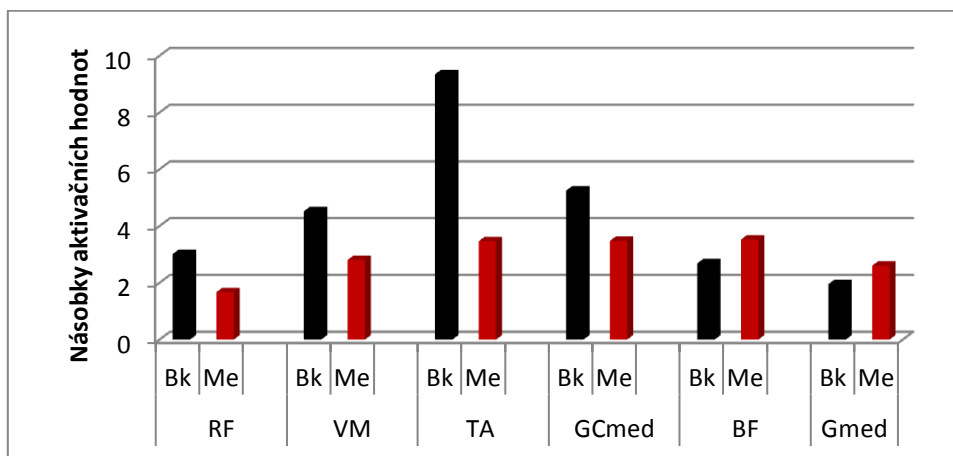
Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H014

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během

střední stejné fáze mezi experimentální skupinou s měkkou ortézou a kontrolní bez ortézy (Tab. 14, str. 67). Vyšší hodnoty dosáhla měkká ortéza u m. BF a Gmed (Graf 14, str. 68).

Graf 14. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stejné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou.

4.2.6 Výsledky k hypotéze H015

Tabulka 15. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stejné fáze.

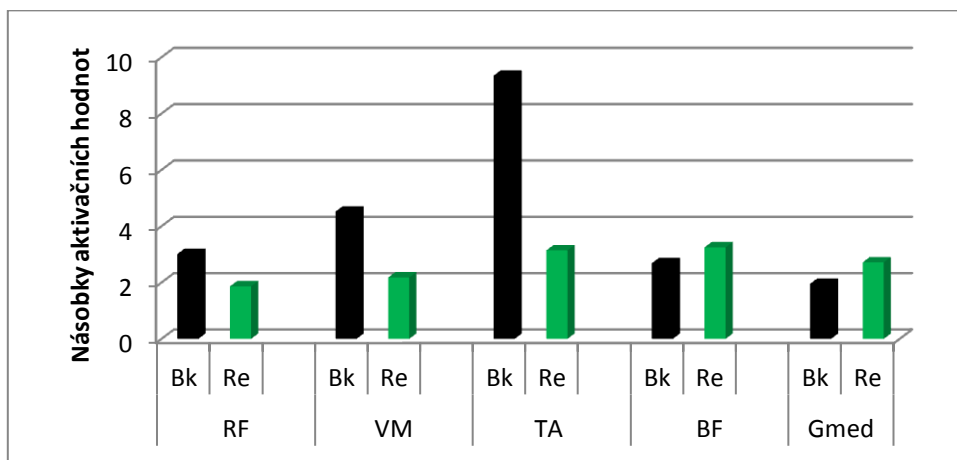
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Re	SD(Re)	p	H015
RF	BkxRe	3,01186	3,409177	1,865371	0,980466	0,935526	nezamítáme
VM	BkxRe	4,518569	3,134822	2,181038	2,662987	0,840906	nezamítáme
TA	BkxRe	9,347989	6,186965	3,144171	1,457078	0,211717	nezamítáme
BF	BkxRe	2,685849	2,505088	3,250837	3,537736	0,999514	nezamítáme
Gmed	BkxRe	1,952581	0,604756	2,718624	0,934624	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H015

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během střední stejné fáze mezi experimentální skupinou s rigidní ortézou a kontrolní skupinou bez ortézy (Tab. 15, str. 68). Vyšších hodnot dosáhla rigidní ortéza u m. BF a Gmed. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení způsobené rigidní ortézou. (Graf 15, str. 69).

Graf 15. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stejné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou.

4.2.7 Výsledky k hypotéze H016

Tabulka 16. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

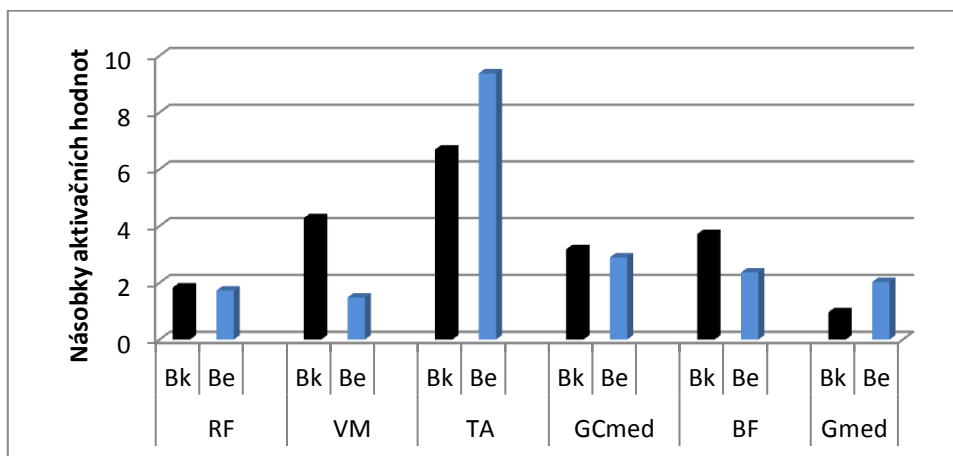
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Be	SD(Be)	p	H016
RF	BkxBe	1,831704	1,471136	1,725783	1,342279	0,999999	nezamítáme
VM	BkxBe	4,279359	3,724412	1,481291	2,365313	0,627074	nezamítáme
TA	BkxBe	6,691157	4,294493	9,378445	9,45975	0,987204	nezamítáme
GCmed	BkxBe	3,179091	3,239236	2,892517	2,543274	0,999988	nezamítáme
BF	BkxBe	3,717232	3,984739	2,363024	1,876884	0,949387	nezamítáme
Gmed	BkxBe	0,964275	0,54266	2,027065	1,94267	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H016

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během fáze konečného stoje mezi experimentální a kontrolní skupinou v situaci bez ortézy (Tab. 16, str. 70). Ale lze pozorovat určité trendy. Vyšších hodnot v kontrolní skupině oproti experimentální dosahuje m. RF, VM, GCmed a BF. Nižší hodnoty zaznamenáváme u m. TA a Gmed (Graf 16, str. 71).

Graf 16. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Be – experimentální skupina bez ortézy.

4.2.8 Výsledky k hypotéze H₀₁₇

Tabulka 17. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

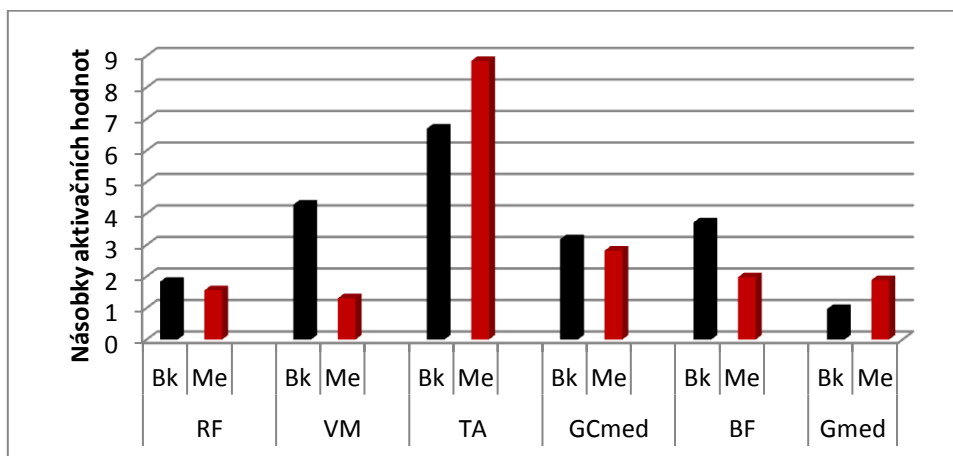
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Me	SD(Me)	p	H ₀₁₇
RF	BkxMe	1,831704	1,471136	1,559957	1,152217	0,999896	nezamítáme
VM	BkxMe	4,279359	3,724412	1,307866	1,975275	0,563033	nezamítáme
TA	BkxMe	6,691157	4,294493	8,840781	9,68075	0,995449	nezamítáme
GCmed	BkxMe	3,179091	3,239236	2,820794	2,381867	0,999963	nezamítáme
BF	BkxMe	3,717232	3,984739	1,977973	1,276881	0,86428	nezamítáme
Gmed	BkxMe	0,964275	0,54266	1,886268	1,791438	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti.

Komentář k výsledkům hypotézy H₀₁₇

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během fáze konečného stoje mezi experimentální skupinou s měkkou ortézou a kontrolní bez ortézy (Tab. 17, str. 71). Vyšších hodnot dosáhla měkká ortéza u m. TA a Gmed (Graf 17, str. 72).

Graf 17. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Me – experimentální skupina s měkkou ortézou.

4.2.9 Výsledky k hypotéze H018

Tabulka 18. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje.

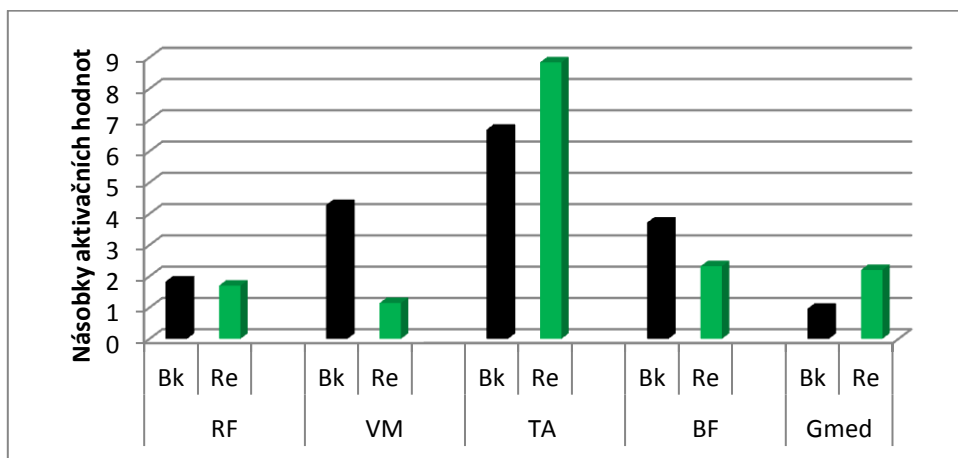
Sval	Hodnocená situace	Bk	SD(Bk)	Re	SD(Re)	p	H018
RF	BkxRe	1,831704	1,471136	1,702249	1,657607	0,999997	nezamítáme
VM	BkxRe	4,279359	3,724412	1,144069	1,503588	0,502515	nezamítáme
TA	BkxRe	6,691157	4,294493	8,844144	9,01034	0,995416	nezamítáme
BF	BkxRe	3,717232	3,984739	2,320932	1,715352	0,942541	nezamítáme
Gmed	BkxRe	0,964275	0,54266	2,203422	2,071748	1	nezamítáme

Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF - m biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou.

Komentář k výsledkům hypotézy H018

Ze statistického hodnocení je zřejmé, že neexistuje statisticky významný rozdíl v hodnotách násobků aktivačních hodnot svalové aktivity testovaných svalů během fáze konečného stoje mezi experimentální skupinou s měkkou ortézou a kontrolní bez ortézy (Tab. 18, str. 72). Vyšších hodnot dosáhla rigidní ortéza u m. TA a Gmed. Hodnoty m. GCmed nelze hodnotit pro znehodnocení způsobené rigidní ortézou. (Graf 18, str. 73).

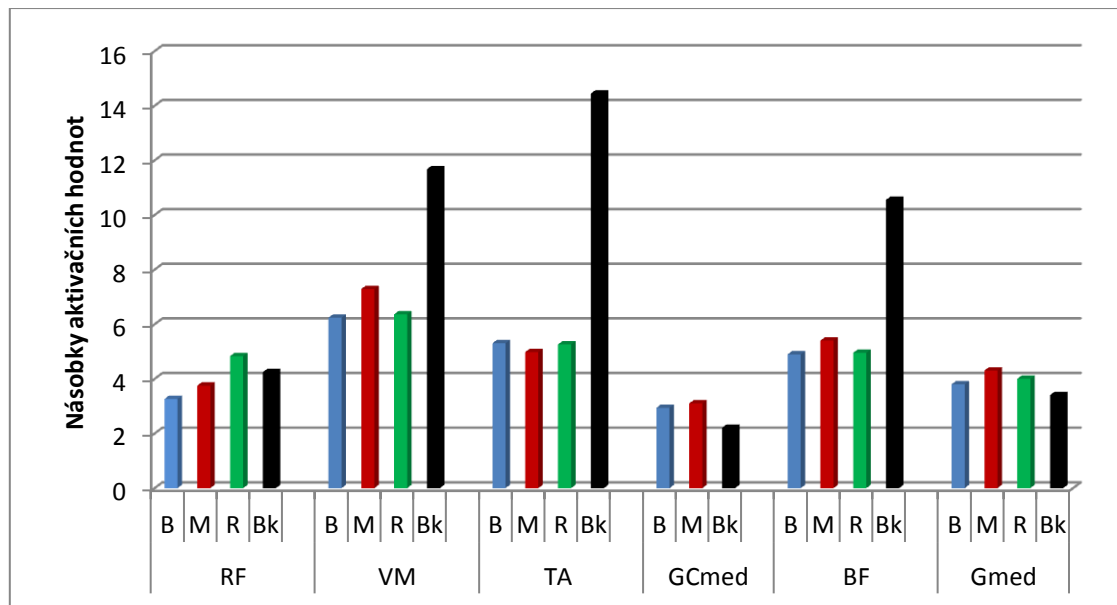
Graf 18. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, Bk – kontrolní skupina bez ortézy, Re – experimentální skupina s rigidní ortézou.

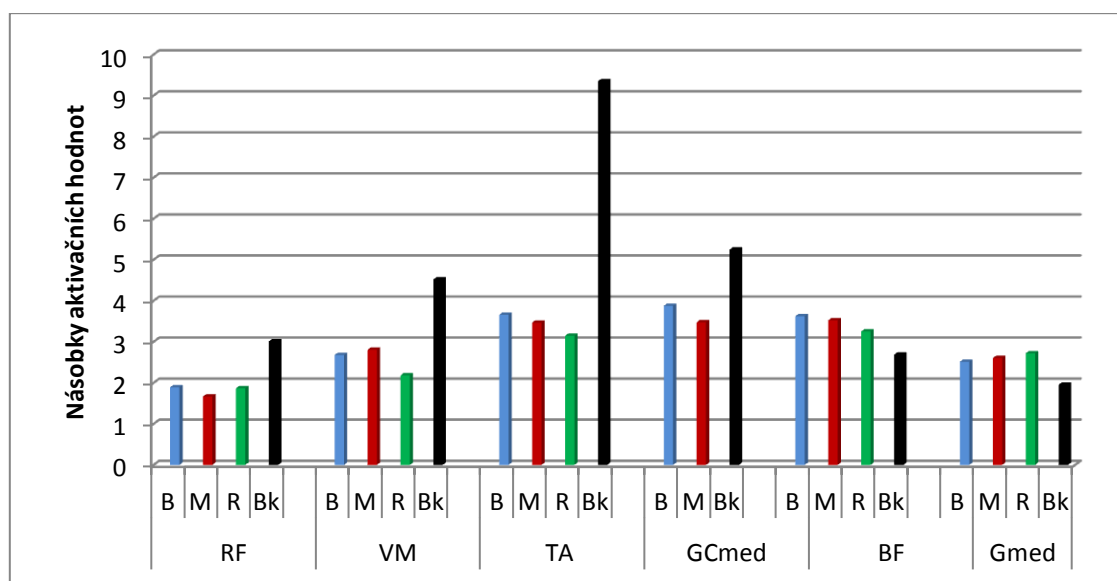
4.3 Shrnutí výsledků

Graf 19. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během fáze počátečního stoje experimentální a kontrolní skupiny.



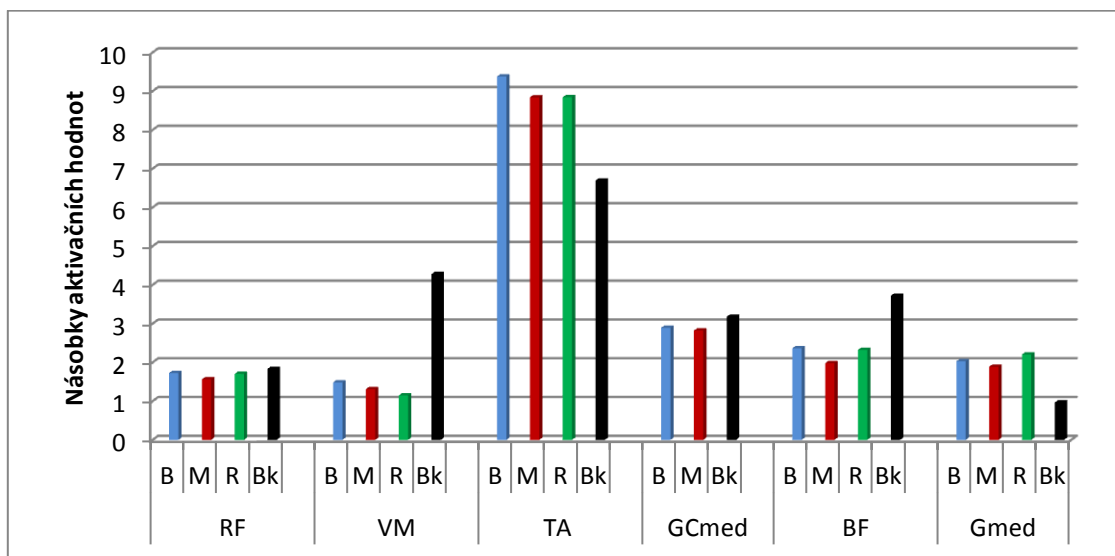
Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF – m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – exp. skupina bez ortézy, M – exp. skupina s měkkou ortézou, R- exp. skupina s rigidní ortézou, Bk – kontrolní skupina bez ortézy.

Graf 20. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během střední stojné fáze experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – exp. skupina bez ortézy, M – exp. skupina s měkkou ortézou, R- exp. skupina s rigidní ortézou, Bk – kontrolní skupina bez ortézy.

Graf 21. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během fáze konečného stoje experimentální a kontrolní skupiny.



Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – exp. skupina bez ortézy, M – exp. skupina s měkkou ortézou, R- exp. skupina s rigidní ortézou, Bk – kontrolní skupina bez ortézy.

5 DISKUZE

Pacienti po prodělané cévní mozkové příhodě mají často přetrvávající neurologický deficit, který negativně ovlivňuje jejich funkční schopnosti. Jednou z nejdůležitějších je právě bipedální lokomoce. To, jak je chůze pro člověka důležitá, si uvědomujeme většinou až při konfrontaci s jejími poruchami a následné hledání možností její restituce či kompenzace, se tak stává zásadní otázkou léčebné rehabilitace.

V naší práci se zabýváme použitím hlezenních ortéz jako jednou z možností, které pacientům po CMP usnadňují lokomoční schopnosti a zajišťují kvalitnější chůzi. Ortézy se používají pro větší stabilitu během stojné fáze a efektivnější minutí chodidla nad podložkou během fáze švihové (Mulroy et al, 2003).

Z mnoha studií je znám pozitivní vliv hlezenních ortéz na délku kroku, rychlost chůze, dobu jedno a dvou oporové fáze kroku ad. (Xu et al., 2011; Doğan et al., 2011). Pozitivní vliv byl prokázán i na schopnost ortézy bránit předčasnému kontaktu přednoží s podložkou a tím přiblížit chůzový mechanismus fyziologii (Cakar et al. 2010). Ale to, zda dochází i ke stejnému trendu co se týče svalové aktivity, již není tak jasné. Studie zabývající se vlivem ortéz na svalovou aktivitu nejsou ve svých závěrech jednoznačné. Existují výsledky podporující názor, že při jejich použití dochází k optimalizaci svalové aktivity (Abdullah et al., 2008), jiné zas jejich významnější vliv neprokazují (Mulroy et al., 2003). V naší práci jsme si položili otázku zda, a k jaké změně svalové aktivity dochází, při použití různých ortéz oproti chůzi bez ortézy a dále ve vztahu ke kontrolní skupině.

Většina předchozích studií je zaměřena na různé typy rigidních hlezenních ortéz, my jsme naši práci dále rozšířili o použití měkké ortézy s peroneálním tahem, jejíž vliv na svalovou aktivitu je u pacientů po iktu podložen minimem studií. Výhodou měkké ortézy je určitá stabilizace hlezenního kloubu, ale na rozdíl od rigidní ortézy poskytuje větší mobilitu (Hadadi et al. 2011) a umožňuje tak končetině lepší kontakt s podložkou. Autoři zabývající se měkkými ortézami převážně zjišťují jejich vliv na stabilitu hlezna po traumatickém poškození nebo s chronickou instabilitou (Hartsell & Spaulding, 1997).

5.1 Diskuze k výběru probandů

Pro diplomovou práci byli vybráni pacienti s hemiparézou vzniklou na podkladě cévní mozkové příhody ve většině případů ischemické etiologie v povodí ACM. U zbývajících třech probandů byla příčinou intracerebrální hemoragie. Následkem tohoto poškození je abnormální svalová aktivita narušující lokomoční pohybový vzor. Pro vztažení naměřených hodnot k normě jsme do studie zařadili kontrolní skupinu, kterou jsme volily tak, aby věkově odpovídala skupině pacientů. Vliv věku na stereotyp chůze byl prokázán ve studii (Murray 1969 in Smith et al., 1996). Podle studie Lamontagne et al., (2002) je u pacientů s hemiparézou alterována svalová aktivita neparetické končetiny, proto jsme do studie zařadili kontrolní skupinu. Do studie byli zařazeni pacienti s výskytem patologie chůze během počátečního kontaktu a to zejména předčasným kontaktem přednoží (FF) nebo kontaktem celé plosky (FFT). Podobná kritéria pro výběr používají i jiné studie např. Hesse et al. (1999). Pro vyřazení vlivu sekundárních změn na svalovou tkáň jsme vybrali pacienty v časně fázi po cévní mozkové příhodě.

5.2 Diskuze ke zvolené metodice

Objektivizace pomocí sEMG byla zvolena na základě předchozích studií (Hesse et al., 1999; Mulroy et al., 2003; Abdullah et al., 2008). Zaměřili jsme se na vliv hlezenních ortéz na svalovou aktivitu při běžné chůzi, pro kterou jsou předepisovány. Jako měřený úsek byla zvolena stojná fáze od počátečního kontaktu po odval palce, kterou probandi pro objektivizaci absolvovali na posturografickém chodníku. Perry (2010) popisuje změny svalové aktivity, které probíhají během jednotlivých úseků stojné fáze, proto jsme stojnou fázi rozdělili na fázi počátečního stoje, střední stojnou fázi a konečný stoj. Mezi svaly zahrnuté do měření jsou m. TA a GCmed, které primárně ovlivňují hybnost hlezenního kloubu a jimiž se zabývá většina zahraničních studií (Mulroy et al., 2003; Lairamore et al., 2011). Dále nás zajímalo, do jaké míry ovlivní použití hlezenních ortéz svalovou aktivitu proximálních svalů, proto jsme do studie zahrnuli i m. VM, RF, BF, a Gmed. Stejně svaly zvolili ve svých studiích Hesse et al. (1999) a Abdullah et al., (2008).

V následující části textu diskutujeme hypotézy spojené z obou vědeckých otázek, vždy samostatně pro jednotlivé části stojné fáze. Nejprve uvádíme fyziologickou aktivitu svalu během dané fáze. Používáme normované hodnoty dle Perry (2010), (Příloha 5). Na rozdíl od Perry, používáme pro stanovení hranice aktivity či neaktivity svalu jiná kritéria (viz metodika práce). Perry používá hodnoty stanovené z maximální volní kontrakce. Proto se mohou naše výsledky lišit. Následně jsou výsledky experimentální skupiny srovnávány s patologiemi vyskytujícími se v jednotlivých fázích a ve vztahu k hodnotám kontrolní skupiny. Hodnoty jsou popisovány jako průměrné vždy během celé fáze.

5.3 Diskuze k H₀₁-H₀₃ a H₀₁₀-H₀₁₂ (fáze počátečního stoje)

Diskuze k jednotlivým svalům

5.3.1 Rectus femoris

Fyziologická aktivita m. RF je v této fázi stoje kolísavá s malou amplitudou. Stálou aktivitu vykazuje až ve švihové fázi, kde iniciuje pohyb končetiny do flexe (Perry, 2010). S tím koreluje námi naměřené hodnoty u kontrolní skupiny. Určitá aktivita m. RF může do této fáze přetrvávat z fáze švihové (Shiavi, 1985). Nejnižších hodnot bylo dosaženo v experimentální skupině v situaci bez ortézy. Oslabení flexorů KYK je jednou z patologií pozorovaných v této fázi. Vede k nedostatečné flexi KYK, tím zkracuje délku kroku a ovlivňuje pozici nohy při iniciálním kontaktu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Při použití obou ortéz zmíněná aktivita vzrostla. Nejvyšších hodnot bylo dosaženo u rigidní ortézy, což potvrzuje studie Hesse et al. (1999). Dle Hesse et al. je příčinou vyšší aktivity m. QF při použití rigidní ortézy, větší participace na počátečním převzetí hmotnosti těla a absorpci nárazu. Určitý podíl na zvýšení aktivity může mít vyšší rychlost chůze dosažená při použití rigidní ortézy, kterou ve svých studiích zaznamenali Xu et al. (2011) a Doğan et al. (2011). Podle našeho názoru je nutné zvážit i podíl vyššího zatížení končetiny vlivem rigidní ortézy.

5.3.2 Vastus medialis

Vastus medialis je nejvíce aktivní do doby těsně před počátečním kontaktem a po následujících 15 % stojné fáze. V okamžiku IC se mění koncentrická kontrakce v excentrickou, která stabilizuje KOK a brání jeho flexi během přenosu zatížení. Aktivita m. VM je při fyziologické chůzi charakteristická právě pro počáteční stoj (Perry, 2010). S tímto se shodují námi naměřené hodnoty u kontrolní skupiny, které byly nejvyšší ze všech měřených situací a skupin. Při srovnání aktivity s experimentální skupinou jsme zjistili, že stejně jako u m. RF dochází u obou ortéz ke zvýšení naměřených hodnot oproti situaci bez ortézy. Podle Hesse et al. (1999) pacienti při použití rigidní ortézy prokazují vyšší aktivitu m. QF během fáze počátečního stoje, jako důsledek vyšší participace na počátečním převzetí hmotnosti těla a absorpci nárazu. Vyšší aktivita byla v našem případě dosažena u měkké ortézy. Domníváme se, že je to zapříčiněno nižší stabilitou hlezenního komplexu, kterou poskytuje měkká ortéza oproti ortéze rigidní, a tím zvyšuje nároky na zapojení m. VM pro stabilizaci KOK.

5.3.3 Biceps femoris

M. BF ukončuje během počátečního stoje aktivitu z fáze švihové a excentricky brzdí extenzi KOK (Perry, 2010). Nejvyšší hodnoty ze všech měřených situací a skupin byly naměřeny u kontrolní skupiny. Nejnižších hodnot bylo dosaženo v experimentální skupině v situaci bez ortézy. Nižší hodnoty experimentální skupiny mohou být ovlivněny z předchozí fáze, kdy nedochází k optimálnímu minutí podložky s následným zkrácením délky kroku a menší flexí v KOK. To snižuje nároky na aktivitu m. BF pro následné excentrické brzdění extenze v KOK. U měkké a rigidní ortézy došlo ke zvýšení aktivity oproti situaci bez ortézy. Chen et al. (1999) vysvětluje zvýšení aktivity proximálních svalů v této fázi při použití ortéz, omezením hybnosti hlezenního kloubu. Kdy při použití ortéz dochází k omezení pohybu hlezenního kloubu a je tak omezeno využití kotníkové strategie ve prospěch kyčelní strategie s vyšší aktivací proximálních svalů. Při srovnání hodnot dosažených jednotlivými ortézami bylo dosaženo nepatrně vyšší aktivity při použití měkké ortézy. Vysvětlením vyšších hodnot při použití měkké ortézy jsou vyšší nároky, které oproti rigidní ortéze, klade na zapojení m. BF pro stabilizaci KOK.

5.3.4 Gluteus medius

Od počátečního kontaktu, kdy začíná končetina přijímat váhu těla, dochází postupně k nárůstu aktivity m. Gmed, který stabilizuje pánev ve frontální rovině (Smith et al., 1996). U kontrolní skupiny jsme naměřili nejnižší hodnoty ze všech testovaných situací i skupin. V experimentální skupině došlo oproti kontrolní skupině ke zvýšení aktivity m. Gmed. Podle Higginsona et al. (2006) je vyšší aktivita m. Gmed spojená s nižší rychlostí chůze, při které dochází k větším výchylkám COM ve frontální rovině. V experimentální skupině jsme nezjistili výraznější změny mezi jednotlivými situacemi. Domníváme se, že je to způsobeno minimálním vlivem ortéz na přenos váhy ve frontální rovině.

5.3.5 Tibialis anterior

Při fyziologické chůzi brání m. tibialis anterior svou aktivitou předčasnému kontaktu špičkou během fáze počátečního stoje (Smith et al., 1996). V patologickém vzoru hemiparetické chůze je pro tuto fázi charakteristické snížení aktivity dorzálních flexorů. Toto omezení pokračuje již ze švihové fáze a ovlivňuje zejména počáteční kontakt, což ve svých studiích popisují Burridge et al. (2001) a Otter et al. (2006). Námi naměřené hodnoty nižší svalové aktivity m. TA v experimentální skupině vzhledem ke kontrolní skupině, tak odpovídají této patologii.

Při použití obou typů ortéz došlo ke snížení svalové aktivity m. TA oproti situaci, kdy ortéza použita nebyla. Příčinou může být pasivní podpora, kterou ortézy tomuto svalu poskytují. Snížení svalové aktivity m. TA při použití rigidní ortézy zaznamenala i většina studií věnující se této problematice (Geboers et al., 2002; Hesse et al., 1999; Romkes et al., 2006).

5.3.6 Gastrocnemius medialis

Na počátku není m. GCmed aktivní, jeho fyziologická aktivita postupně začíná narůstat až ke konci této fáze (Perry, 2010). S tím se shodují nejnižší naměřené hodnoty u kontrolní skupiny. V experimentální skupině došlo oproti kontrolní skupině ke zvýšení aktivity m. GCmed. Tento nárůst svalové aktivity je v korelaci s klinickým nálezem, způsoben spasticitou m. triceps surae. Otter et al. (2006) popisuje stejný nález předčasné aktivace m. triceps surae v hemiparetickém vzoru chůze během počátečního stoje u hemiparetiků. Naopak Hesse et al. (1999) neshledal ve své studii

zahrnující hemiparetické pacienty s equinovarozitou DK zvýšení aktivity m. triceps surae, které bývá často zmiňováno jako jedna z příčin patologie iniciálního kontaktu špičkou. Výsledky rigidní ortézy nebylo možné hodnotit pro jejich zkrácení kontaktem těla ortézy s elektrodou. V experimentální skupině nedošlo k ovlivnění aktivity měkkou ortézou vzhledem k situaci bez ortézy. Což si vysvětlujeme tím, že měkká ortéza nedokázala svými mechanickými vlastnostmi zabránit patologickému nárůstu svalového napětí.

5.4 Diskuze k H₀₄-H₀₆ a H₀₁₃-H₀₁₅ (střední stojná fáze)

Diskuze k jednotlivým svalům

5.4.1 Rectus femoris

V této fázi dochází ke snížení aktivity m. RF pod hranici považovanou za aktivní sval (Perry, 2010). Kontrolní skupina v této fázi dosahovala nejvyšší hodnoty ze všech testovaných situací a skupin. Nižší hodnoty jsme našli v experimentální skupině, což si vysvětlujeme klinickým nálezem menší flexe v KYK. Ve srovnání ortéz dosáhla nepatrně nižších hodnot měkká ortéza, která zajišťuje stabilitu hlezna, ale současně poskytuje větší mobilitu v anteroposteriorním směru, které je podle studie Chen et al. (1999) při použití rigidní ortézy bráněno.

5.4.2 Vastus medialis

M. vastus medialis stabilizuje ve střední stojné fázi KOK. Při jeho nedostatečné aktivitě dochází k patologickému vzoru nestability KOK s kolapsem do flexe (Gage et al., 1995). Naopak při zvýšení svalového tonu m. QF je následkem hyperextenze KOK (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). V našem souboru pacientů byla přítomnost těchto patologií vyrovnaná. Nejvyšší hodnota byla naměřena u kontrolní skupiny. V experimentální skupině došlo ke snížení svalové aktivity ve všech situacích, kdy nejnižších hodnot bylo dosaženo u rigidní ortézy. Dle některých autorů ovlivňuje rigidní ortéza úhlové nastavení vyšších segmentů končetiny, zejména v KOK (Lehmann et al., 1987 in NHS, 2009), a tím snižuje nároky pro jeho stabilizaci.

5.4.3 Biceps femoris

M. BF během stojné fáze funguje jako extenzor KYK, dále spolu v koaktivaci s m. RF spolupracuje na stabilizaci KOK (Shiavi, 1985). V experimentální skupině došlo vzhledem ke kontrolní skupině ke zvýšení svalové aktivity ve všech situacích. Zvýšení aktivity m. BF v této fázi si vysvětluje Otter et al. (2006) spojením s oslabením akirálních svalů. Další možnost, kterou zvažuje je nadměrné zapojení m. BF při korekci neadekvátního náklonu trupu (lateral shift). Higginson et al. (2006) připisuje vyšší aktivitu m. BF naměřenou u hemiparetiků ve fázi středního stoje kompenzaci recipročně oslabeného m. QF. Nejvyšších hodnot v experimentální skupině bylo dosaženo v situaci bez ortézy. Obě ortézy svalovou aktivitu m. BF snižovaly. Rigidní ortéza měla z vizuálního hodnocení videozáznamu pozitivní vliv i na nastavení v KOK.

5.4.4 Gluteus medius

V této fázi dosahuje m. Gmed vrcholu své aktivity a stabilizuje pánev ve frontální rovině (Smith et al., 1996). V patologickém vzoru hemiparetické chůze, způsobuje jeho oslabení pokles pánve (hip drop) na kontralaterální straně spojený s nestabilitou KOK s kolapsem do flexe (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). V kontrolní skupině jsme naměřili nejnižší hodnoty ze všech testovaných situací i skupin. V této fázi stále přetrvává vyšší aktivita m. Gmed spojená s nižší rychlostí chůze experimentální skupiny. Nejnižších hodnot v experimentální skupině dosahujeme v situaci bez ortézy. V experimentální skupině jsme nezjistili výraznější změny mezi jednotlivými situacemi.

5.4.5 Tibialis anterior

Při fyziologické chůzi dochází s počátkem střední stojné fáze k prudkému snížení aktivity m. TA (Perry, 2010). Při srovnání aktivity experimentální a kontrolní skupiny jsme zjistili, že u experimentální skupiny došlo stejně jako v počáteční stojné fázi, k výraznému snížení aktivity m. TA. Zmíněná aktivita byla při použití ortéz snížena. Příčinou může být přetrvávající nižší aktivita z předchozí fáze. Snížení svalové aktivity během stojné fáze při použití rigidní ortézy potvrzují i zahraniční studie (Geboers et al., 2002; Hesse et al., 1999; Romkes et al., 2006; Franettovich et al., 2011).

5.4.6 Gastrocnemius medialis

Ve střední stojné fázi fyziologicky narůstá aktivita m. GCmed, ten spolu s m. soleus zajišťuje dopředný pohyb těla nad přední část chodidla stojné končetiny. Jeho excentrie kontroluje stabilitu hlezna (Perry, 2010). Nárůst aktivity oproti fázi počátečního stoje byl patrný v obou skupinách. V experimentální skupině došlo vzhledem ke kontrolní skupině ke snížení svalové aktivity. Higginson et al. (2006) připisuje nižší hodnoty u hemiparetiků poruše v gradaci svalové síly plantárních flexorů. V experimentální skupině vykazuje m. GCmed nejnižší hodnoty u měkké ortézy, oproti situaci, kdy nebyla ortéza použita. Snížení aktivity při použití ortézy může být vysvětleno tvrzením Hesse et al. (1999), který přičítá nižší naměřenou aktivitu m. triceps surae korekci v postavení hlezenního kloubu. Kdy při použití ortézy dochází k zlepšení počátečního kontaktu, a nedochází tak k nadměrnému protažení m. TS s nižším nárůstem svalového tonu.

5.5 Diskuze k H₀7-H₀9 a H₀16-H₀18 (fáze konečného stoje)

Diskuze k jednotlivým svalům

5.5.1 Rectus femoris

Aktivita m. RF začíná fyziologicky narůstat v předšvihové fázi, kdy udržuje postavení KOK a zároveň napomáhá při flexi v KYK (Perry, 2010). V patologickém vzoru hemiparetické chůze se často objevuje spasticita m. RF s omezením extenze KYK (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). To z námi naměřených hodnot nemůžeme potvrdit. Námi naměřené hodnoty, se mezi testovanými situacemi a skupinami výrazně nelišily. Neshledali jsme tak vliv použití ortézy na aktivitu m. RF během fáze konečného stoje.

5.5.2 Vastus medialis

M. VM se v této fázi fyziologicky nezapojuje (Perry, 2010). Nejvyšší hodnoty ze všech testovaných situací a skupin byly dosaženy u kontrolní skupiny. Hodnoty experimentální skupiny se přibližovali hodnotě, kterou určujeme jako neaktivní sval, nelze však toto kritérium porovnávat s hodnotami aktivního a neaktivního svalu, které

používá Perry. Nižší hodnoty odpovídají nižší aktivitě pozorované v předchozích fázích a odráží diskoordinaci v aktivitě m. VM. Možným vysvětlením nízké aktivity během této fáze je zkrácení doby jednooporové fáze u experimentální skupiny, což ve své studii popisuje Otter et al. (2006). Kdy ve fázi konečného stoje již byla většina váhy přenesena na druhou končetinu, což nevyžadovalo vyšší aktivitu paretické končetiny. U obou ortéz došlo k mírnému snížení aktivity oproti situaci, kdy použita nebyla.

5.5.3 Biceps femoris

M. BF při své fyziologické aktivitě spolu s m. GCmed brání hyperextenzi v KOK a iniciuje jeho následnou flexi. Spolu s m. QF v koaktivaci spolupracují na stabilizaci KOK (Perry, 2010). V experimentální skupině jsme oproti kontrolní skupině zaznamenali snížení hodnot. Z klinického pozorování byla častým nálezem cirkumdukční kompenzační strategie, jako následek neadekvátního clearance během švihové fáze. Snížení aktivity m. BF v experimentální skupině tak mohlo být spojeno s cirkumdukčním vzorem chůze, při kterém je pohyb v KOK nahrazen elevací pánve (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Použitím ortéz nedošlo k ovlivnění aktivity m. BF.

5.5.4 Gluteus medius

S převzetím váhy druhou končetinou prudce klesá aktivita m. Gmed. (Perry, 2010). S tím korelují i nejnižší hodnoty naměřené v kontrolní skupině. Vyšší hodnoty u experimentální skupiny opět souvisejí s tvrzením Higginsona et al. (2006) o vlivu nižší rychlosti chůze na větší laterální výchylky. Otter et al. (2006) připisuje vyšší aktivitu m. Gmed, přetrvávající aktivaci z předchozí fáze s narušením v jeho časovém zapojení. Mezi jednotlivými ortézami nebyly výraznější rozdíly ve svalové aktivitě oproti situaci, kdy ortéza použita nebyla.

5.5.5 Tibialis anterior

M. TA na konci předšvihové fáze zpomaluje spolu s extenzory prstců plantární flexi a zvyšuje svoji aktivitu pro dorzální flexi hlezna s adekvátním minutím podložky během švihové fáze (Perry, 2010). V experimentální skupině došlo ve všech testovaných situacích ke zvýšení aktivity oproti kontrolní skupině. Přisuzujeme

to porušené koaktivaci mezi m. TS a TA s opožděním v časovém nástupu jeho aktivity. Tuto diskoordinaci popisuje ve své práci i Burridge et al. (2001). V experimentální skupině došlo ke snížení svalové aktivity při použití obou typů ortéz, oproti situaci, kdy použita nebyla. Příčinou nižší aktivity m. TA může být schopnost ortéz poskytovat pasivní podporu při odvalu chodidla.

5.5.6 Gastrocnemius medialis

M. GCmed zahajuje svojí koncentrií plantární flexi hlezna potřebnou pro dopředný pohyb těla a současně odemyká KOK. Uprostřed fáze konečného stoje dosahuje jeho aktivita maxima, s následným rychlým poklesem (Perry, 2010). Nejvyšší hodnoty ze všech testovaných situací a skupin byly zaznamenány u kontrolní skupiny. Mayer (2002) popisuje ve své práci patologický vzor hemiparetické chůze s narušením gradace svalové síly plantárních flexorů. Tomu odpovídají i nižší naměřené hodnoty v experimentální skupině. Hodnoty naměřené v situaci bez ortézy a s měkkou ortézou se nelišily. Výsledky rigidní ortézy nebylo možné hodnotit pro jejich zkrácení.

5.6 Shrnutí

Při použití hlezenních ortéz dochází více či méně k omezení pohybu do plantární flexe, inverze a everze, tím je výrazně ovlivňován pohybový vzor hemiparetické chůze. Nedošli jsme sice ke statisticky významným výsledkům, ale podle trendů můžeme v souhrnu vyvodit pozitivní vliv, zejména měkké ortézy na optimalizaci svalové aktivity proximálních svalů dolní končetiny v počáteční stojné fázi. Kdy došlo vlivem měkké ortézy ke zvýšení aktivity m. VM, RF a BF, a tím k přiblížení hodnotám kontrolní skupiny. V ostatních úsecích nelze potvrdit pozitivní dopad použití ortéz na svalovou aktivitu. U svalů primárně ovlivňujících hybnost hlezenního kloubu došlo při použití ortéz naopak k negativnímu vlivu s inhibicí svalové aktivity, zejména m. tibialis anterior. Stejný výsledek potvrzují i studie (Geboers et al., 2002; Hesse et al., 1999; Romkes et al., 2006; Franettovich et al., 2011).

Využití ortéz je vhodné v časně fázi rekonvalescence pro obnovení lokomoce pacienta a prevenci možných komplikací z imobility (Romkes et al., 2006), ale neplatí to pro obnovu správného pohybového vzoru chůze v rámci svalové aktivity. Použití jakékoliv ortézy se může podílet na vzniku kompenzačních mechanismů jako součást reorganizace svalové aktivity během chůze neurologicky nemocných. (Otter et al., 2006). Jakákoliv pasivní podpora nefacilituje svaly pro vlastní činnost, ale slouží pouze jako kompenzační prostředek.

Pro optimální průběh stojné fáze je potřeba adekvátní rozsah pohybu, svalová síla svalů hlezenního kloubu, pevná podložka a adekvátní přísun sensorických informací z plošky. Při použití ortéz dochází mimo jiné ke snížení sensorického vstupu z plošky a redukci možnosti uchopit končetinou terén, s tím je spojená i nižší aktivace akrálních svalů. Vhodnou variantou je využití ortézy u chronických pacientů s již neměnným stavem, kde je vhodnou pomůckou pro zlepšení posturální stability a snížení rizika pádu (Calcar et al., 2010), nebo k prodloužení dosažené vzdálenosti během chůze (Nolan et al., 2009).

Zlepšení parametrů chůze u hemiparetiků, mezi které patří např. rychlost chůze, není tedy zajištěno pozitivním vlivem ortézy na svalovou aktivitu, ale mechanickými vlastnostmi ortéz a změnami v biomechanickém nastavení segmentů dolní končetiny (Lehmann et al., 1987 in NHS; Hesse et al. 1999).

Vliv na námi naměřené hodnoty mohl mít zejména výběr probandů s větší variabilitou v pohybovém vzoru. Stejně tak, jak široká je variabilita chůze u zdravých, tak i u každého hemiparetického pacienta se vyskytuje individuální kombinace patologických komponent. Dalším faktorem je doba používání ortézy před samotným měřením, kdy zejména s rigidní ortézou se pacienti v naší práci setkali poprvé. Zajímavé by bylo sledovat vliv ortézy na změny svalové aktivity při dlouhodobějším použití s možností rozvoje adaptačního efektu (Geobers et al., 2002), a prodloužením závislosti na této pomůcce (Hesse et al., 1999).

ZÁVĚRY

Cílem diplomové práce bylo pomocí povrchové elektromyografie porovnat vliv měkké a rigidní ortézy na změny svalové aktivity během chůze hemiparetických pacientů. Hlezenní ortézy se u pacientů po cévní mozkové příhodě používají pro zlepšení stability a usnadnění lokomočních schopností. V naší práci porovnáваме následující situace: chůzi hemiparetiků bez ortézy, za použití měkké a rigidní ortézy a dále ve vztahu ke kontrolní skupině zdravých jedinců.

Přestože dosažené výsledky nenabýly statistické významnosti, z výsledných trendů nelze prokázat vyjma počáteční stojné fáze u měkké ortézy, jejich pozitivní vliv na svalovou aktivitu během stojné fáze paretické končetiny.

I přes malý vzorek testovaného souboru, je možné z výsledků vyvodit určité závěry pro klinickou praxi. Použití ortéz je vhodné v časné fázi po cévní mozkové příhodě pro zvětšení mobility pacienta, stejně jako v chronickém stadiu pro zajištění lepší posturální stability a snížení rizika pádu. Ale pro obnovení správného pohybového vzoru, co se týče svalové aktivity, to samé neplatí. Použití jakékoli kompenzační pomůcky, včetně ortéz může participovat na vzniku kompenzačních mechanismů jako součást reorganizace svalové aktivity během hemiparetické chůze. Ortézy tak nepodporují facilitaci svalů pro vlastní pohybovou činnost.

Téma hemiparetické chůze je díky své variabilitě velmi široké a nesourodé. V této studii se však zabýváme jen jejím malým úsekem. Bylo by vhodné v další práci toto téma dále rozpracovat. Například zhodnotit jakým způsobem ovlivňují ortézy svalovou aktivitu během švihové fáze? Či jaký je vliv ortéz při jejich dlouhodobém užití nebo v souboru chronických pacientů? Nebo zhodnotit změny v časovém zapojení svalů během krokového cyklu a další.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABDULLAH, N. A., et al. The effects of ankle-foot orthosis (AFO) on electromyography muscles activity. [online]. Malaysia: The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering, 2008, p. 101-104, [cit. 2011-06-08]. Dostupné z: <http://www.kmitl.ac.th/ijabme/proceedings/bmeicon08/pdf/Session2/1136.pdf>

BAHR, R., ENGBRETSSEN, L., *Sports injury prevention*. West Sussex, UK: Blackwell publishing, 2009. ISBN 978-1-4051-6244-9.

BRASHEAR, A., ELOVIC, E. *Spasticity: diagnosis and management* [online]. New York: Demos medical publishing, 2011 [cit. 2012-07-28]. ISBN 978-1-933864-51-8.

BREGMAN, DJ., et al. A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: Bruce. *Gait Posture* [online]. 2009, 30(2), p.144-149. [cit. 2011-09-08]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19520576>

BURRIDGE, J. H. et al. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Medical Engineering* [online]. 2001, 23(6), p. 427-434 [cit. 2011-06-05]. ISSN 1873-4030. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11551819>

CAKAR, E., et al. The ankle-foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 2010, 46(3), p. 363-368 [cit. 2011-06-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20927002>

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

COSTAL, RV., et al. Analysis of electromyographic muscles activity of gait in healthy subjects with and without AFO developed for patients with hemiparesis. *Electromyography and clinical neurophysiology* [online]. 2010, 50(6), p.295-301 [cit. 2011-08-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21061776>

CRENSHAW, S., et al. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Journal of pediatric orthopedics* [online]. 2000, 20(2), p.210-216 [cit. 2011-08-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10739284>

DANIELSSON, A., SUNNERHAGEN, K. Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2004, 36(4), p. 165-168 [cit. 2011-09-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15370732>

DOGAN, A., et al. Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemiparetic stroke patients. *Disability and rehabilitation* [online]. 2011, 33(15-16), p. 1433-9 [cit. 2011-01-12]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21091133>

DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha : Grada, 2007. 190 s. : il. ; 26 cm. ISBN: 978-80-247-1649-7.

FRANCESCHINI M, et al. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*. 2003;17(4):368-72.

FRANETTOVICH, MM., et al. A comparison of augmented low-Dye taping and ankle bracing on lower limb muscle activity during walking in adults with flat-arched foot posture. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* [online]. 2011, 15(1), p. 8-13 [cit. 2011-12-30]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21880545>

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

GEBOERS, J., et al. Immediate and long-term effects of Ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: A randomized study of patients with unilateral foot drop. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2002, 83(2), p. 240-245 [cit. 2011-06-05]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11833029>

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

HADADI, M., et al. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* [online]. 2011, 14(5), p. 370-375 [cit. 2011-08-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21237708>

HARTSELL, HD., SPAULDING, SJ. Effectiveness of external orthotic support on passive soft tissue resistance of the chronically unstable ankle. *Foot & ankle international* [online]. 1997, 18(3), p. 144-150 [cit. 2011-09-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9116894>

HESSE, S., et al. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subject with equinovarus deformity. *Stroke*. 1999;30(9):1855-61.

HIGGINSON, JS et al. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *J Biomech* 2006, 39(10), p. 1769-1777 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://nmbl.stanford.edu/publications/pdf/Higginson2006b.pdf>

CHEN, Chung-Ling, et al. Anterior Ankle-Foot Orthosis Effects on Postural Stability in Hemiplegic Patient. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1999, 80, s. 1587-1592.

CHIN, R. et al. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2009, 6(19), p. 11 [cit. 2011-09-18]. Dostupné z:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=A%20pneumatic%20power%20harvesting%20ankle-foot%20orthosis%20to%20prevent>

CHU, TT. Biomechanics of Ankle-Foot Orthoses:. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2001, 7(4), p. 19-28 [cit. 2011-06-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14523756>

IBUKI, A., et al. An investigation of the neurophysiologic effect of tone-reducing AFOs on reflex excitability in subjects with spasticity following stroke while standing. *Prosthetics and orthotics international* [online]. 2010, 34(2), p. 154-165 [cit. 2011-08-19]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20184503>

KARADAG-SAYGI, E., et al. The role of kinesiotaping combined with botulinum toxin to reduce plantar flexors spasticity after stroke. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2010, 17(4), p. 318-322 [cit. 2011-10-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20826420>

KIM, CM., ENG JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical therapy*. 2003, 83(1), 49-57. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12495412>

KIRTLEY, CH. *Clinical Gait Analysis. Theory and Practice*. 1st edition, Churchill Livingstone Elsevier, 2006. ISBN 0-443-10009-8.

KOBESOVÁ, A., et al. Dědičná polyneuropatie- mezioborová diagnóza. *Postgraduální medicína*. 2007, 9(1), s. 27-35. ISSN 1212-4184.

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

KOLÁŘOVÁ, B. Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi. EZ Centrum Olomouc, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.

KRAČMAR, B., et al. Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic walking a chůze pomocí povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006. č. 3, s. 101-106, Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Praha. ISSN 1211-2658

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

LAIRAMORE, C., et al. Comparison of tibialis anterior muscle electromyography, ankle angle, and velocity when individuals post stroke walk with different orthoses. *Prosthetics and orthotics international* [online]. 2011, 35(4), p. 402-410 [cit. 2011-05-11]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21816883>

LAMONTAGNE, A., et al. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during. *Gait and Posture*. 2002(15), 244-255. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11983499>

LAURENT, G., et al. Claw toes in hemiplegic patients after stroke. *Annals of physical and rehabilitation medicine* [online]. 2010, 53(2), p. 77-85 [cit. 2011-04-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Claw%20toes%20in%20hemiplegic%20patients%20after%20stroke>

LIM, E., et al. Botulinum toxin-A injections for spastic toe clawing. *Parkinsonism & related disorders* [online]. 2006, 12(1), p. 43-47 [cit. 2011-08-12]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16198612>

LIN, VW., et al. *Spinal cord medicine: principles and practice* [online]. New York: Demos Medical Publishing, 2010 [cit. 2011-07-15]. ISBN 1-888799-61-7.

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

MAYER, M. Paradoxy v neurokineziologii spastické chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002. č. 2, 5/2002, s. 61-66, Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Praha. ISSN 1211-2658

MULROY, SJ. et al. Effect of AFO design on walking after stroke: Impact of ankle. *Prosthetics and orthotics international* [online]. 2010, 34(3), p. 114-125 [cit. 2011-05-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20738232>

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

NASH, B., et al. The effects of tone-reducing orthotics on walking of an individual after incomplete spinal cord injury. *Journal of neurologic physical therapy* [online]. 2008, 32(1), p. 39-47 [cit. 2011-08-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18463554>

NHS QUALITY IMPROVEMENT SCOTLAND. *Use of ankle-foot orthoses following stroke* [online]. 2009 [cit. 2010-04-04]. Dostupné z WWW: http://www.nhshealthquality.org/nhsqis/files/ANKLEFOOT_BPS_AUG09.pdf.

NOLAN, KJ., et al. Objective assessment of functional ambulation in adults with hemiplegia using ankle foot orthotics after stroke. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation* [online]. 2009, 1(6), p. 524-529 [cit. 2011-07-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19627941>

NOLAN, KJ., et al. Evaluation of a dynamic ankle foot orthosis in hemiplegic gait: A case report. *NeuroRehabilitation* [online]. 2010, 27(4), p. 343-350 [cit. 2011-05-16]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21160124>

NORDIN, M., FRANKEL, V., *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Baltimore, Maryland, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. ISBN 0-683-30247-7.

OHATA, K., et al. Effects of an ankle-foot orthosis with oil damper on muscle activity in adults after stroke. *Gait Posture* [online]. 2011, 33(1), p. 102-107 [cit. 2011-06-05]. ISSN 1879-2219.

OLNEY, S. J., RICHARDS, C., Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* [online]. 1996, 4(2), p. 136-148 [cit. 2011-10-07]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.mendeley.com/research/hemiparetic-gait-following-stroke-part-1-characteristics/>

ORENDURFF, M., et al. The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2004, 41(6A), p. 829834 [cit. 2011-07-18]. Dostupné z: http://media.kenanaonline.com/files/0019/19217/Orendurff_3.pdf

OTTER, A. R., et al. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical neurophysiology* [online]. 2006, 117(1), p. 4-15 [cit. 2011-09-08]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16337186>

PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey : Slack, 2010.

RADTKA, Sandra, et al. A Comparison of Gait With Solid, Dynamic, and No Ankle-Foot Orthoses in Children With Spastic Cerebral Palsy. *Physical Therapy*. 1997, 77, 4, p. 395-409.

REITER, F., et al. Low-dose botulinum toxin with ankle taping for the treatment of spastic equinovarus foot after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*

[online]. 1998, 79(5), p. 532-535 [cit. 2011-09-23]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9596394>

ROMKES, J., et al. Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy. *Gait & posture* [online]. 2006, 24(4), p. 467-474 [cit. 2011-07-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16413188>

ROSE, J., GAMBLE, G. *Human Walking. 2nd edition*, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1994. ISBN 0-683-07360-5.

SEYMOUR, R. *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2002. ISBN 0-7817-2854-1.

SHIAVI, R., Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review. *Journal of Rehabilitation Research* [online]. 1985, 22(3), p. 85-98 [cit. 2011-10-23]. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/85/22/3/pdf/shiavi.pdf>

SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore: Lippincott Williams Wilkins, 2001.

SILVER-THORN, B., et al. Effect of ankle orientation on heel loading and knee stability for post-stroke individuals wearing ankle-foot orthoses. *Prosthetics and orthotics international* [online]. 2011, 35(2), p. 150-162 [cit. 2011-08-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21515899>

SMITH, L. K. et al.: *Brunnstrom's Clinical Kinesiology. 5.vyd.*, Philadelphia: F. A. Davis, 1996. ISBN 0-8036-7916-5.

SODELBERG, G., *Kinesiology: application to pathological motion*. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 1997. ISBN 0683078518.

TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 1994. 460 s. ISBN 80-7169-036-8.

VAUGHAN, CH., et al. *Dynamics of human gait*. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992. ISBN 0-620-23558-6.

VAŘEKA, I., Revize výkladu průběhu motorického vývoje – monokinetické stadium až batolecí období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006. č. 2, s. 82-91, Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Praha. ISSN 1211-2658

VAŘEKA, Ivan, VAŘEKOVÁ Renata. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. 190 s. ISBN 978-80-244-2432-3

VANČATA, Václav. *Primatologie. Díl 1, Evoluce, adaptace, ekologie a chování primátů*. Praha: Univerzita Karlova, 2003.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšř. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, Václav — PETERS, Annegret. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. 1. vyd. Praha: Grada, 1995. 181 s. ISBN: 80-7169-004-X.

WANG, RY., et al. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patient with hemiparesis of different durations. *Clinical Rehabilitation*. 2005, 19, p. 37-44.

WINTERS, T., GAGE J., HICKS R., Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. 1987, 69-A(3), p. 437-441 [cit. 2011-09-08]. Dostupné z: [http://fizjoterapeutom.pl/files/29/Winters TF 1987 Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults.pdf](http://fizjoterapeutom.pl/files/29/Winters_TF_1987_Gait_patterns_in_spastic_hemiplegia_in_children_and_young_adults.pdf)

WHITTLE, M. *Gait analysis an introduction* [online]. Philadelphia: Elsevier Ltd, 2007 [cit. 2011-12-30]. ISBN 10: 0 7506 8883 1. Dostupné z: < <http://www.scribd.com/doc/36222625/Gait-Analysis-An-Introduction>

XU, GQ., et al. Effects of ankle-foot orthosis on gait stability and balance control in patients with hemiparetic stroke. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi* [online]. 2011, **91**(13), p. 890-893 [cit. 2011-12-14]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21600115>

SEZNAM ZKRATEK

CNS - centrální nervový systém
DKK - dolní končetiny
HS - kontakt paty
IC - počáteční kontakt
LR - reakce na zatížení
MS - střed stojné fáze
TS - konečný stoj
PSW - předšvihová fáze
FF - kontakt nohy
HO - odvinutí paty
TO - odraz palce
ISW - počáteční švih
MSW - střed švihové fáze
TSW - konečný švih
kok - kolenní kloub
kyk - kyčelní kloub
HKK - horní končetiny
COM - center of mass
COP - center of pressure
COG - center of gravity
EMG - elektromyografie
QF - m. quadriceps femoris
VM - m. vastus medialis
IML - intermediolateralis
VL - vastus lateralis
RF - m. rectus femoris
Gmax - m. gluteus maximus
TA - m. tibialis anterior
EHL - m. extensor hallucis longus
EDL - m. extensor digitorum longus
Gmed - m. gluteus medius

SOL - m. soleus
FHL - flexor hallucis longus
FDL - flexor digitorum longus
UMN - horní motoneuron
IF - interfalangeálním
CMP - cévní mozková příhoda
AFO - hlezenní ortéza
PLSO - posterior laefspring afo
GRAFO - ground reaction afo
FRAFO - floor reaction afo
HAFO - hinged nebo articulated afo
TRAFO - tone-reducing afo
CP - cerebrální paréza
BTA - botulotoxin
BBS - Berg Balance Scale

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Dělení krokového cyklu (Kirtley, 2006) str. 15

Obrázek 2. Fáze krokového cyklu (Kirtley, 2006) str. 16

Obrázek 3. Tříbodový systém sil pro korekci subtalární inverze (Lin et al., 2010) str.
35

SEZNAM TABULEK

- Tabulka 1. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počátečního stoje. str. 50
- Tabulka 2. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počátečního stoje. str. 51
- Tabulka 3. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počátečního stoje. str. 52
- Tabulka 4. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 53
- Tabulka 5. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 54
- Tabulka 6. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 56
- Tabulka 7. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 57
- Tabulka 8. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 58
- Tabulka 9. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 59
- Tabulka 10. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počáteční stojné fáze. str. 63
- Tabulka 11. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počátečního stoje. str. 64
- Tabulka 12. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během počátečního stoje. str. 65
- Tabulka 13. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 66
- Tabulka 14. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 67
- Tabulka 15. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během střední stojné fáze. str. 68

Tabulka 16. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 70

Tabulka 17. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 71

Tabulka 18. Statistické testování násobků AH průměrné svalové aktivity vybraných svalů DK během fáze konečného stoje. str. 72

SEZNAM GRAFŮ

- Graf 1. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK. str. 51
- Graf 2. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK. str. 52
- Graf 3. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze na paretické DK. str. 53
- Graf 4. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze na paretické DK. str. 54
- Graf 5. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze na paretické DK. str. 55
- Graf 6. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze na paretické DK. str. 57
- Graf 7. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK. str. 58
- Graf 8. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK. str. 59
- Graf 9. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje na paretické DK. str. 60
- Graf 10. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 64
- Graf 11. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 65
- Graf 12. Porovnání násobků AH vybraných svalů během počáteční stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 66
- Graf 13. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 67
- Graf 14. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 68
- Graf 15. Porovnání násobků AH vybraných svalů během střední stojné fáze DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 69

- Graf 16. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 71
- Graf 17. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 72
- Graf 18. Porovnání násobků AH vybraných svalů během fáze konečného stoje DK experimentální a kontrolní skupiny. str. 73
- Graf 19. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během fáze počátečního stoje experimentální a kontrolní skupiny. str. 74
- Graf 20. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během střední stojné fáze experimentální a kontrolní skupiny. str. 74
- Graf 21. Porovnání násobků AH vybraných svalů DK během fáze konečného stoje experimentální a kontrolní skupiny. str. 75

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta

Příloha 2. Kineziologický rozbor

Příloha 3. Tabulka kineziologického vyšetření

Příloha 4. Hlezenní ortézy

Příloha 5. Timing aktivity vybraných svalů během chůze

Příloha 6. Popisná statistika

PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta

Poučení a souhlas pacienta

Fakultní nemocnice Olomouc
Rehabilitační oddělení
I.P.Pavlova 6
Olomouc 779 00

Pacient/ka souhlasí s provedením diagnostických vyšetření pomocí povrchové elektromyografie a posturografické plošiny v Kineziologické laboratoři FN Olomouc. Dále souhlasí s kineziologickým vyšetřením pro diplomovou práci, SVALOVÁ AKTIVITA PŘI CHŮZI HEMIPARETICKÝCH PACIENTŮ ZA POUŽITÍ RŮZNÝCH TYPŮ HLEZENNÍCH ORTÉZ, zpracovávanou Bc. Žanetou Táborskou.

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

V Olomouci dne Podpis

Příloha 2. Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor

Proband:

Datum vyšetření:

Pohlaví: muž žena

Věk:

Dominantní končetina: pravá levá

Etiologie CMP:

Doba od CMP:

Lateralita:

Anamnéza:

OA

Komunikace: dobrá dysartrie afázie

Orientace: orientován dezorientován

Spolupráce: spolupracuje nespolupracuje

Stabilita stoje: stabilní mírně nestabilní

Hybnost paretické DK:

Aktivní:

Pasivní:

KYK:

KOK:

HLE:

KYK:

KOK:

HLE:

S:

S:

S:

S:

S:

S:

F:

F:

F:

F:

R:

R:

R:

R:

Stupeň spasticity:

(podle Modifikované Ashworthovy škály, Tardieuho škály)

Poruchy cití: povrchové: ano ne

hluboké: ano ne

Reflexy: hyporeflexie normoreflexie hyperreflexie

Poruchy taxe: ano ne

Poruchy metrie: ano ne

Chůze:

patologické komponenty

Timed Up and Go test:

s rigidní ortézou:

s pružnou ortézou:

bez ortézy:

Berg Balance Scale

ITEM DESCRIPTION	SCORE (0-4) bez ortézy	s pružnou ortézou	s rigidní ortézou
Standing with eyes closed	_____	_____	_____
Standing with feet together	_____	_____	_____
Retrieving object from floor	_____	_____	_____
Turning 360 degrees	_____	_____	_____
Placing alternate foot on stool	_____	_____	_____
Standing with one foot in front	_____	_____	_____
Standing on one foot	_____	_____	_____

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

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

PICK UP OBJECT FROM THE FLOOR FROM A STANDING POSITION

INSTRUCTIONS: Pick up the shoe/slipper, which is 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

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

PLACE ALTERNATE FOOT ON STEP OR STOOL WHILE STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Place each foot alternately on the step/stool. Continue until each foot has touched 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

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

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 L 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

TINETTI BALANCE ASSESSMENT TOOL

GAIT SECTION

Gait score bez ortézy s pružnou ortézou s rigidní ortézou
 _____/12_____ _____/12_____ _____/12_____

Příloha 3. Tabulka kineziologického vyšetření

Pacient	věk	doba od CMP (dny)	etiologie	poruchy čítí	spasticita	dominantní končetina
1	61	14	ACM dx.	ne	2	P
2	75	47	ACM sin.	ano	1+	P
3	74	15	ACM sin.	ne	1	P
4	34	47	IC hem. dx.	ne	1+	P
5	65	47	ACM dx.	ano	1	P
6	64	58	IC hem. sin.	ne	0	P
7	64	40	ACM sin.	ne	1	P
8	41	22	ACM sin.	ne	2	P
9	41	21	ACM dx.	ano	1+	L
10	52	18	ACM dx.	ano	1	P
11	54	1rok	IC hem. sin.	ne	4	P

Pacient	IC	TUG	BBS 0-28	TBAT 0-12	omezení hybnosti hlezna
1	FF	13,15	18	4	ano
2	HS	37,8	12	5	ano
3	FFL	16,23	21	9	ano
4	FFL	19,15	25	7	ano
5	HS	12,88	24	12	ano
6	HS	10,28	26	9	ano
7	FFL	13,69	24	10	ano
8	FFL	13,98	21	6	ano
9	HS	13,9	26	7	ano
10	FFL	13,5	24	10	ano
11	FF	15,9	16	4	ano

Legenda: ACM - arteria cerebri media, IC hem. - intracerebrální hemoragie, spasticita (uvedena podle modifikované škály Ashwortové, P- pravá, L – levá, IC – počáteční kontakt, FF – kontakt špičkou, FFL – kontakt celým chodidlem, HS – kontakt patou, TUG – Timed Up and Go test, BBS – Berg Balance Scale, TBAT - Tinetti Balance Assessment Tool

Příloha 4. Použité hlezenní ortézy

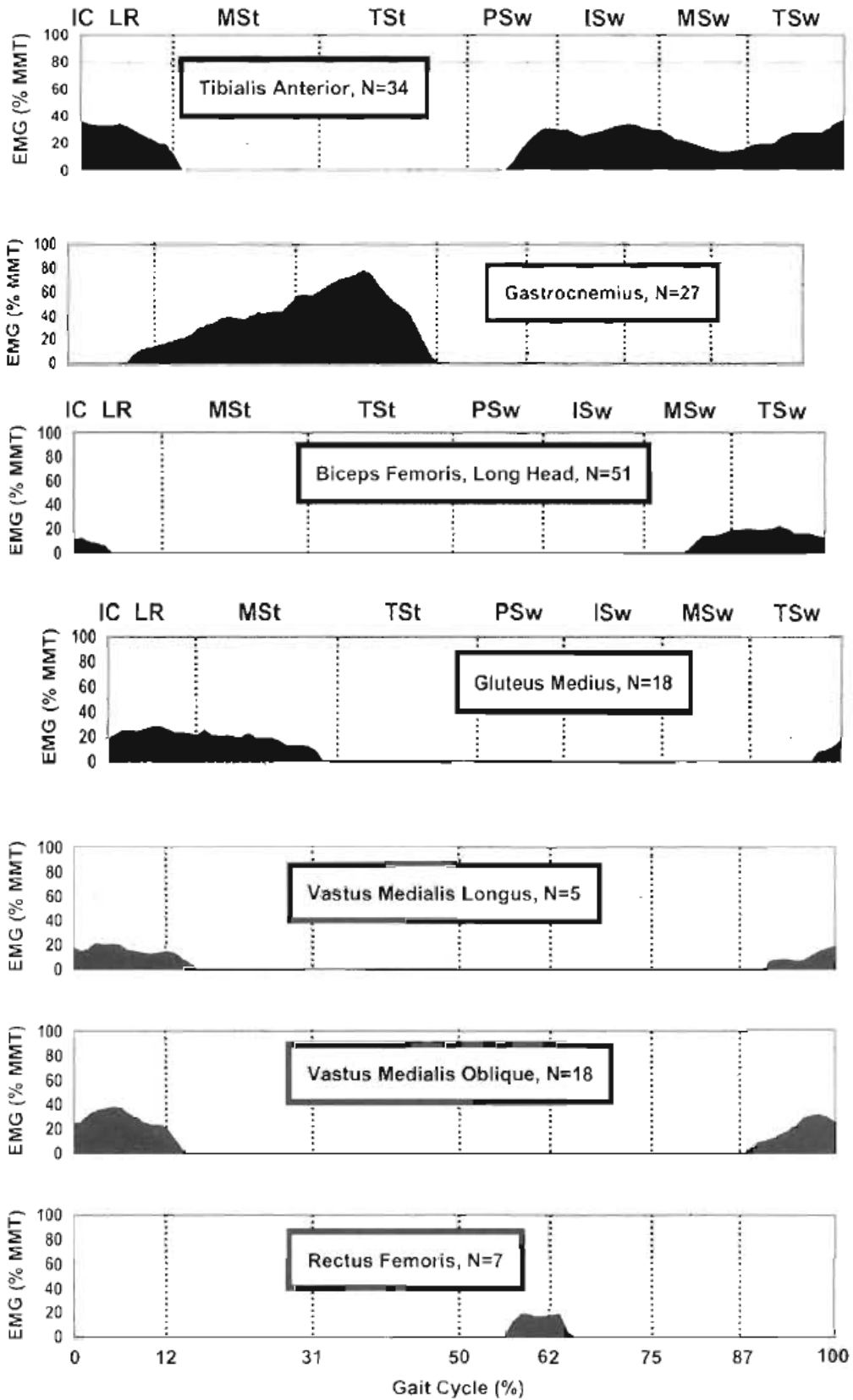
Měkká ortéza



Rigidní ortéza



Příloha 5. Timing aktivity vybraných svalů během chůze (Perry, 2010)



Příloha 6. Popisná statistika

Tabulka I. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během počátečního stoje (experimentální skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	3,264228	2,493144	0,723011	8,71856	2,49517
	M	11	3,752741	2,31367	0,701908	9,20586	2,91522
	R	11	4,83311	2,305875	0,691088	19,10636	5,49718
VM	B	11	6,241083	2,507155	0,776005	46,01547	13,24742
	M	11	7,290025	2,138833	0,719502	55,56465	16,07577
	R	11	6,36074	2,05828	0,692304	45,01718	12,91625
TA	B	11	5,304127	4,98831	1,790819	12,92936	3,14493
	M	11	4,983641	5,087169	2,352408	9,5934	2,11123
	R	11	5,26378	5,128439	2,918573	9,12357	1,83996
GCmed	B	11	2,941199	2,165129	1,234779	7,91896	1,99316
	M	11	3,102093	1,905481	1,239504	9,88792	2,70412
	R	11	9,05339	7,670788	1,912341	23,74261	6,67951
BF	B	11	4,897384	2,638191	0,603893	18,0923	5,07807
	M	11	5,402831	4,053746	0,603123	21,23901	5,78283
	R	11	4,95436	3,273822	0,66831	17,56023	4,81876
Gmed	B	11	3,800726	3,371181	2,017311	10,98949	2,5266
	M	11	4,305846	3,582463	2,263714	11,72848	2,65349
	R	11	4,00063	3,414586	1,689118	11,1886	2,65433

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.

Tabulka II. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během střední stojné fáze (experimentální skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	1,891532	1,748599	1,044068	3,56371	0,750839
	M	11	1,667327	1,689309	0,779777	3,21527	0,61589
	R	11	1,865371	1,527021	1,0026	4,42485	0,980466
VM	B	11	2,676796	1,203774	0,513849	15,60724	4,329576
	M	11	2,803395	1,317015	0,746834	15,92065	4,39713
	R	11	2,181038	1,295658	0,899072	9,9932	2,662987
TA	B	11	3,657039	2,885206	1,458033	7,02155	1,932798
	M	11	3,465017	3,297821	1,256148	8,01025	1,94567
	R	11	3,144171	2,948129	1,405921	5,42508	1,457078
GCmed	B	11	3,873657	3,918028	1,147498	8,29839	2,143319
	M	11	3,474557	3,206961	1,282326	6,74902	1,68637
	R	11	5,098399	5,023806	1,275623	10,67493	2,823572
BF	B	11	3,622558	1,626139	0,570336	14,37287	4,136595
	M	11	3,523243	1,36919	0,573245	14,17251	4,11168
	R	11	3,250837	1,804088	0,583554	12,64572	3,537736
Gmed	B	11	2,514025	2,350696	1,178323	4,28417	0,933311
	M	11	2,603116	2,328724	1,117544	5,17473	1,13877
	R	11	2,718624	2,5022	1,094331	4,03742	0,934624

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.

Tabulka III. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během fáze konečného stoje (experimentální skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	1,725783	1,263708	0,468535	5,20834	1,34228
	M	11	1,559957	1,187369	0,207812	3,70437	1,15222
	R	11	1,702249	1,110092	0,210018	5,48519	1,65761
VM	B	11	1,481291	0,817236	0,114996	8,41595	2,36531
	M	11	1,307866	0,632903	0,106082	6,87186	1,97528
	R	11	1,144069	0,642907	0,085507	5,23537	1,50359
TA	B	11	9,378445	5,800814	2,108633	30,35707	9,45975
	M	11	8,840781	5,57521	1,795284	33,64954	9,68075
	R	11	8,844144	5,032997	1,537743	27,2202	9,01034
GCmed	B	11	2,892517	2,08976	0,700329	9,74528	2,54327
	M	11	2,820794	2,252891	0,680198	9,00721	2,38187
	R	11	7,118006	5,479649	2,179552	14,39293	4,80511
BF	B	11	2,363024	1,276866	0,33777	5,26295	1,87688
	M	11	1,977973	1,755157	0,513744	4,07869	1,27688
	R	11	2,320932	2,418561	0,558012	6,27607	1,71535
Gmed	B	11	2,027065	1,792132	0,277856	7,61198	1,94267
	M	11	1,886268	1,549593	0,297278	7,03607	1,79144
	R	11	2,203422	1,454332	0,470093	7,92152	2,07175

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.

Tabulka IV. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během počátečního stoje (kontrolní skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	4,24949	4,16282	0,931205	10,9183	2,90857
	M	11	5,79375	5,03996	1,247305	14,8506	4,4417
	R	11	6,85481	4,30824	1,47191	17,87857	5,93462
VM	B	11	11,67463	9,99648	1,467106	38,58143	11,28432
	M	11	14,19061	10,54306	1,404274	46,92	14,37535
	R	11	14,50728	9,65432	1,4479	37,98794	13,29693
TA	B	11	14,44734	13,43763	2,314885	43,74647	11,5537
	M	11	13,87641	12,27814	1,7707	47,5107	12,85041
	R	11	11,292	10,39044	1,665591	27,83667	8,83898
GCmed	B	11	2,20945	1,6424	0,58604	8,96691	2,36336
	M	11	2,55218	2,16031	0,423769	9	2,38183
	R	11	4,11538	3,26347	1,072156	9,68214	3,14967
BF	B	11	10,55504	5,69173	0,344321	67,77301	19,38608
	M	11	12,31912	7,27108	0,439763	85,5389	24,53809
	R	11	7,90668	5,25046	0,479936	45,24931	12,70917
Gmed	B	11	3,4047	3,34678	2,227649	5,20328	0,76832
	M	11	3,70322	3,98169	2,148836	4,7213	0,87078
	R	11	3,37536	3,52217	2,114354	4,18097	0,66583

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.

Tabulka V. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během střední stojné fáze (kontrolní skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	3,677006	2,115965	0,474914	18,40758	5,170042
	M	11	2,870869	2,057228	0,806117	7,69228	2,180086
	R	11	4,73659	2,065467	0,594209	18,35184	5,52856
VM	B	11	7,948408	6,20947	0,423438	29,93481	8,895628
	M	11	7,728279	3,716637	0,459152	31,54042	9,463493
	R	11	8,28862	6,439372	0,76794	31,2863	9,37789
TA	B	11	8,92482	7,990113	1,63709	24,35893	6,612796
	M	11	8,30896	5,085696	1,589832	30,84717	8,43194
	R	11	8,4306	5,202743	1,110754	32,81627	9,28651
GCmed	B	11	6,689451	4,782631	2,51079	18,05591	5,392431
	M	11	4,337322	3,447354	1,181777	12,91967	3,318208
	R	11	11,32573	6,023135	0,958983	66,6722	18,829
BF	B	11	5,379255	2,045651	0,137311	22,31753	6,978363
	M	11	2,93829	2,030287	0,175823	12,87373	3,727805
	R	11	4,10316	3,288818	0,200487	15,57843	4,31922
Gmed	B	11	2,153675	1,66634	1,067239	4,59934	1,055827
	M	11	2,020519	1,889331	0,816098	3,26427	0,735974
	R	11	1,97768	1,926446	0,846746	3,33901	0,67745

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.

Tabulka VI. Násobky aktivačních hodnot průměrné svalové aktivity během fáze konečného stoje (kontrolní skupina)

Sval	Situace	Platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SMODCH
RF	B	11	2,386295	1,146539	0,293122	12,88196	3,579762
	M	11	4,96094	1,776051	0,195086	38,02421	11,03137
	R	11	5,20974	2,12978	0,281612	20,81347	6,60995
VM	B	11	4,792058	1,932549	0,176351	16,09435	5,764665
	M	11	5,40858	4,467537	0,628267	17,16022	5,38433
	R	11	6,75425	3,12552	0,213582	38,9222	11,07625
TA	B	11	9,89734	7,001123	1,533372	26,09839	7,139882
	M	11	10,92877	8,659641	2,285768	46,44292	12,38556
	R	11	14,04396	15,88215	2,169791	45,13381	11,98396
GCmed	B	11	6,31403	3,872663	0,874925	18,38844	5,822561
	M	11	7,22563	4,738795	2,129761	21,71407	5,99711
	R	11	10,36094	5,88115	0,806319	51,79523	14,52035
BF	B	11	3,937829	3,5998	0,077311	10,62834	3,451151
	M	11	3,77388	3,726329	0,152186	9,1257	3,31186
	R	11	6,33026	5,57444	0,207925	23,46787	6,95668
Gmed	B	11	1,028204	0,652801	0,384826	3,52361	0,913027
	M	11	1,23523	1,049086	0,507572	2,71052	0,68185
	R	11	1,43385	1,02511	0,208295	4,05162	1,20205

Legenda: TA - m. tibialis anterior, GCmed - m. gastrocnemius medialis, BF - m. biceps femoris, RF - m. rectus femoris, VM - m. vastus medialis, Gmed - m. gluteus medius, B – bez ortézy, M – měkká ortéza, R – rigidní ortéza, SMODCH – směrodatná odchylka.