

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Eliška Cíchová

**Hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě pomocí
povrchové elektromyografie**

Diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2021

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě pomocí povrchové elektromyografie

Název práce v AJ: Analysis of gait in patients after stroke by surface electromyography

Datum zadání: 2020-01-31

Datum odevzdání: 2021-05-24

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Eliška Cíhová

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Marek Tomsa

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Chůze je základním pohybovým mechanismem potřebným k udržení samostatnosti a nezávislosti. Poruchy chůze jsou u pacientů po cévní mozkové příhodě jedním z nejčastějších problémů.

Cíl: Zhodnotit chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) snímáním změn svalové aktivity vybraných svalů v obraze povrchové elektromyografie při chůzi na páse a po chodbě před začátkem rehabilitace (1. měření) a po jejím ukončení (2. měření).

Metodika: Měření se zúčastnilo 8 probandů v subakutní fázi po CMP (2 ženy, 6 mužů), jejichž průměrný věk byl 60 let ($\pm 10,21$), výška 178,625 cm ($\pm 6,435$) a váha 88,625 kg ($\pm 26,827$), kteří měli poruchu chůze jako následek CMP. Všichni z probandů byli schopni samostatné chůze bez pomůcek a neměli kognitivní deficit. Každý proband se účastnil dvou měření, první proběhlo v rámci vstupního vyšetření před začátkem terapie, druhé při ukončení poslední den hospitalizace. V rámci jednoho měření byla měřena svalová aktivita při chůzi na chodbě a na páse pomocí elektrod povrchové elektromyografie (EMG) z těchto svalů: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně.

Výsledky: Došlo k signifikantnímu snížení aktivity mezi 1. a 2. měřeními chůze na chodbě u neparetického m. biceps femoris ($p=0,036$). K signifikantnímu rozdílu mezi paretickou

a neparetickou dolní končetinou došlo u m. gastrocnemius medialis při 2. měření na páse ($p=0,028$) a 1. měření na chodbě ($p=0,049$). Mezi 1. a 2. měření chůze na chodbě nebyly shledány žádné významné změny.

Závěr: V této práci byly prokázány signifikantní změny ve svalové aktivitě během chůze v rámci srovnání chůze před zahájením intenzivní fyzioterapie a po jejím ukončení, i při srovnání paretické a neparetické dolní končetiny. Povrchová EMG nabízí možnost detekovat změny svalové aktivity reflektující kontrolu pohybu a objektivizovat tak efekt rehabilitační léčby.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Walking is the basic movement mechanism needed to maintain independence and autonomy. Walking disorders are one of the most common problems in patients after a stroke.

Aim: To evaluate walking in patients after stroke by sensing changes in muscle activity of selected muscles in terms of surface electromyography when walking on the treadmill and on the ground before the start of rehabilitation (1st measurement) and after its completion (2nd measurement).

Methods: 8 subjects were examined in the subacute phase after stroke (2 females, 6 males), with mean age 60 years (± 10.21), height 178.625 cm (± 6.435) and weight 88.625 kg (± 26.827), with gait disorder as a result of a stroke. All of the probands were able to walk independently without aids and did not have a cognitive deficit. Each proband participated in two measurements; the first took place as part of the initial examination before the start of therapy, the second was at the end on the last day of hospitalization. In every measurement, muscle activity was measured while walking in the corridor and on the treadmill using surface electromyography (EMG) electrodes from the following muscles: tibialis anterior, gastrocnemius medialis, rectus femoris and biceps femoris bilaterally.

Results: Statistical results showed a significant decrease in muscle activity between the 1st and 2nd measurements of walking in the corridor in the non-paretic m. biceps femoris ($p = 0.036$). There was a significant difference between the paretic and non-paretic lower limbs in m. gastrocnemius medialis at the 2nd measurement on the treadmill ($p = 0.028$) and the 1st measurement on the corridor ($p = 0.049$). No significant changes were found between the 1st and 2nd measurements of walking in the corridor.

Conclusion: In this study, significant changes in muscle activity during walking were demonstrated in the comparison of walking before the start of intensive physiotherapy and after

its termination, as well as in the comparison of paretic and non-paretic lower limbs. Surface EMG offers the possibility to detect changes in muscle activity reflecting control of movement and thus objectify the effect of rehabilitation treatment.

Klíčová slova v ČJ: chůze, cévní mozková příhoda, povrchová elektromyografie, chodící pás

Klíčová slova v AJ: gait, stroke, surface electromyography, treadmill

Rozsah: počet stran 75 / počet příloh 2

Prohlášení

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

Olomouc 24. května 2021

podpis

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucí mé práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D., za trpělivost, vstřícnost a podporu při vedení mé práce, za cenné rady a veškerý čas, který mi věnovala. Dále chci poděkovat své rodině za trpělivost a podporu při studiu. Také děkuji Ivu Fridrichovi za technickou pomoc a Mgr. Michaele Cíchové za korekturu této práce.

Obsah

ÚVOD	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ	11
1.1 Chůze	11
1.1.1 Řízení chůze	11
1.1.2 Krokový cyklus	12
1.1.3 Charakteristika chůze.....	15
1.1.4 Svalová aktivita	15
1.1.5 Chůze u pacientů po CMP	16
1.2 Cévní mozková příhoda.....	20
1.2.1 Definice.....	20
1.2.2 Ischemická CMP	20
1.2.3 Hemoragická CMP	22
1.2.4 Klinický obraz	22
1.3 Obnova motorických funkcí po CMP	24
1.3.1 Patologický obraz poškozených struktur po CMP	25
1.3.2 Neuroplasticita.....	26
1.4 Terapie chůze	27
1.4.1 Konvenční terapie s dopomocí terapeuta.....	27
1.4.2 Terapie s využitím moderních technologií.....	28
1.5 Možnosti hodnocení chůze	29
1.5.1 Povrchová elektromyografie	29
1.5.2 Standardizovaná klinická testování	31
2 CÍL A HYPOTÉZY	33
2.1 Cíl práce.....	33
2.2 Hypotézy.....	33
3 METODIKA VÝZKUMU	35
3.1 Charakteristika výzkumného souboru	35
3.2 Metodika měření	36
3.2.1 Průběh měření.....	36
3.3 Zpracování dat.....	37
3.3.1 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu	37
3.3.2 Statistické zpracování naměřených dat.....	37

4	VÝSLEDKY	38
4.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení	39
5	DISKUZE	45
5.1	Využití SEMG jako nástroje k hodnocení efektu terapie	46
5.2	Další využití SEMG	47
5.3	Diskuze k výsledkům práce	48
5.3.1	Svalová aktivita při chůzi na páse	48
5.3.2	Vliv terapie na zlepšení chůze.....	50
5.3.3	Symetrie dolních končetin při chůzi na páse.....	52
5.3.4	Svalová aktivita na paretické a neparetické dolní končetině při chůzi na chodbě.....	54
5.4	Přínos pro praxi.....	55
5.5	Limity studie	56
	ZÁVĚR	57
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	70
	SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK	71
	SEZNAM PŘÍLOH.....	72
	PŘÍLOHY	73

ÚVOD

Aktivní pohyb je základním projevem všech živých organismů. Chůze patří mezi primární pohybové mechanismy, které nedomyslitelně patří do lidského života. Skrz opakovanou sekvenci pohybu dolních končetin je organismus schopen vykonat pohyb těla dopředu s účelem dosažení konkrétního cíle. Aby tento pohyb mohl být vykonán, je zapotřebí průběžné udržování stability, které je dosaženo díky spolupráci centrálního nervového systému a svalového aparátu. Při cévní mozkové příhodě dochází k poškození centrálního nervového systému, a tím i k narušení nervosvalové spolupráce a koordinace. Poruchy chůze jsou jedním z nejzávažnějších problémů u pacientů po cévní mozkové příhodě. Chůze je u těchto pacientů charakterizována sníženou rychlostí, kadencí a délkou kroku a zvýšenými náklady na mechanickou energii.

Poruchy chůze vedou ke snížení samostatnosti a způsobují potíže při vykonávání každodenních činností. I proto je jedním z hlavních cílů rehabilitace obnova chůze a optimalizace motorických schopností u pacientů po cévní mozkové příhodě tak, aby bylo dosaženo co nejvyšší úrovně nezávislosti a soběstačnosti. Na základě dlouhodobého zkoumání se ukázalo jako nejlepší možnost rehabilitace využití kombinace různých metod a přístupů pro maximalizaci účinků terapie k oslovení neuroplasticity a k potenciaci funkčního zotavení. Je prováděn klinický výběr nejvhodnějších fyzikálních ošetření pomocí intervencí založených na důkazech a kritickém klinickém uvažování. V posledních letech je s rozvojem moderních technologií pozorován zvýšený nárůst využití robotických zařízení v rámci rehabilitace chůze. Mezi nejčastěji užívané technologie pak patří roboticky asistovaná chůze, trénink chůze na chodícím pásu s odlehčením nebo bez odlehčení, nebo využití virtuální reality jakožto interaktivní simulace okolního prostředí.

Cílem této diplomové práce je prostřednictvím povrchové elektromyografie zhodnotit práci svalů při chůzi na chodbě a na pásu u pacientů v subakutní fázi cévní mozkové příhody, a tím objektivizovat změny, kterých bylo dosaženo komplexní rehabilitací.

Při tvorbě této diplomové práce byly pro splnění cílů využity internetové databáze PubMed, EBSCO, Medvik, Research Gate a Google Scholar. Vyhledávání odborných článků probíhalo v období od ledna 2020 do května 2021. K vyhledávání byla použita tato klíčová slova: chůze, cévní mozková příhoda, povrchová elektromyografie, chodící pás, resp. jejich anglické ekvivalenty: gait, stroke, surface electromyography, treadmill. Použité články byly publikovány v rozmezí let 1958–2021.

Celkem bylo na základě klíčových slov v on-line databázích vyhledáno a použito 66 odborných článků v anglickém a 5 v českém jazyce. Pro základní orientaci v problematice a hlubší porozumění bylo použito 21 knižních zdrojů, z nichž několik níže uvedených sloužilo jako vstupní studijní literatura.

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton, 231 s. ISBN 978-80-7387-107-9.

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

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Třetí, přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén, x, 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 82 s. Skripta. ISBN 978-80-244-2762-1.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. 2012. *Whittle's gait analysis*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

ROSE, J., GAMBLE, J. G., ed. c2006. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins, xiii, 234 s. ISBN 9780781759540.

SMIDT, G. L., ed. 1990. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, xviii, 329 s. Clinics in physical therapy. ISBN 0-443-08663-X.

VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. c1992. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers. ISBN 08-732-2368-3.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Chůze

Aktivní pohyb je základním projevem života. Lidský pohyb se od pohybu neživých objektů liší tím, že má vlastní vnitřní zdroj energie, kterou využívá k provedení pohybu s konkrétním účelem. Pohybem člověk reaguje na podněty z vnějšího i vnitřního prostředí (Véle, 2006, s. 17).

Během lokomoce je tělo přesunuto z místa na místo. Základním lokomočním stereotypem je chůze, která je tvořena v rámci ontogeneze na principech, jenž jsou charakteristické pro každého jedince. Slouží jak k základním životním potřebám při sebeobsluze, tak i při vykonávání různých činností v rámci zaměstnání (Véle, 2006, s. 347; Kolář et al, 2009, s. 48). Používá opakovanou sekvenci pohybu končetin k pohybu těla dopředu a současně udržuje stabilitu postoje. K vykonávání chůze je zapotřebí zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i během pohybu. Tuto stabilizaci zajišťuje spolupráce CNS a svalového aparátu (Véle, 2006, s. 346; Perry a Burnfield, 2010, s. 3)

Véle (2006, s. 348) popisuje chůzi jako posuvný rytmický pohyb těla kyvadlového charakteru, kdy dochází k přesunu těla z výchozí pozice přes nulové postavení obloukem do druhé krajní pozice. Poté se již jako kyvadlo nevrací zpět, ale díky přemístění jeho upevnění vpřed se pohybuje dále dopředu – tím dochází k rytmickému pohybu celého systému.

1.1.1 Řízení chůze

Chůze je prováděna složitým koordinovaným vzorem nervových signálů vysílaných do svalů, které pohybují klouby, končetinami a zbytkem těla. Neurální kontrola lidské chůze závisí na spinálních i supraspinálních mechanismech; neurologické poškození chůze je tedy výsledkem přerušení na kterékoli úrovni nervového řízení (Levine, Richards a Whittle, 2007, s. 19; Sheffler a Chae, 2015, s. 612).

Generátory vzorce lokomočního pohybu (CPG, z angl. Central Pattern Generator), produkující vzorec nervových impulsů, se nenacházejí na jednom místě, ale sestávají ze sítí neuronů v různých částech mozku a míchy. Systém vytvářející rytmus v míše je řízen neurálními impulsy z vyšších úrovní v mozku a přijímá zpětnou vazbu ze sensorů ve svalech, kloubech a kůži nohou. Předpokládá se, že CPG jsou aktivovány signálem vycházejícím z mesencefalické lokomoční oblasti; tato oblast se nachází v retikulární formaci středního mozku. Toto centrum mimo spouštění generátoru lokomoce určuje i charakter (jestli půjde o chůzi či běh) (Levine, Richards a Whittle, 2007, s. 19; Králíček, 2011, s. 141). Ve vzorcích

chůze u lidí a jiných primátů se předpokládá, že supraspinální vstup může hrát větší roli v regulaci chůze než u jiných druhů, a to kvůli důležitosti kortikospinálního traktu. Supraspinální aference hraje specificky prominentní roli v dobrovolné kontrole chůze, ke které dochází při změně rychlosti chůze, směru chůze nebo při vyhýbání se překážkám. U lidí s poškození CNS vede ke změně normální nervové kontroly chůze (Sheffler a Chae, 2015, s. 612).

Zpětná vazba vychází ze svalů, z receptorů v kůži, a také z některých smyslů (zrak, sluch, vestibulární aparát), které dynamicky přizpůsobují pohybový vzor požadavkům prostředí. Například proprioceptivní vstupy mohou přizpůsobit načasování a stupeň aktivity svalů rychlosti pohybu. Podobně se aferentní receptory podílejí převážně na korekci končetin a umístění nohou během stoje a stimulace sestupných drah může ovlivnit pohybový vzor ve specifických fázích krokového cyklu (Belda-Lois et al., 2011, s. 2).

Lokomoce je výsledkem spuštění předem vytvořeného vzorce neurální aktivity, také zvaným jako centrální motorický program. Tento motorický program spouští rytmickou reciproční činnost antagonistických svalových skupin, na které jsou založeny všechny druhy lokomoce. Lokomoce není reflexní děj, založený na zpětnovazebné signalizaci z periferie, může probíhat i bez ní. Při poškození zadních míšních kořenů dochází k poruše aferentace, což se projevuje alterací a zpomalením lokomočních pohybů. Z tohoto důvodu se předpokládá, že úkolem aferentní signalizace z periferie při lokomoci je reflexní úprava motorických programů tak, aby byl přizpůsoben povrchu, na kterém se pohyb uskutečňuje (Králíček, 2011, s. 141).

1.1.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze a je definován jako časový interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy při chůzi. Tradičně se jako začátek cyklu využívá úder paty jedné nohy; celý cyklus tedy trvá až do příštího kontaktu paty u téže nohy (Whittle, 1998, s. 52). Při chůzi lze popsat jednotlivé úseky jako kroky (step), jejichž délka je charakterizována vzdáleností mezi bodem kontaktu paty jedné a druhé končetiny. Dvojkrok (stride) je poté úsek mezi dotekem paty jedné dolní končetiny (DK) a následným kontaktem s podložkou té samé DK (Kirtley, 2006, s. 16; Véle, 2006, s. 350).

Fáze krokového cyklu

Krokový cyklus můžeme rozdělit na dvě hlavní fáze, fázi stojnou a švihovou. Během **stojné fáze** (stance phase) je noha na zemi, zatímco při **švihové fázi** (swing phase) již není stejná noha v kontaktu s podložkou a je vyšvihnuta v rámci přípravy na další krok. U zdravé chůze při pohodlné rychlosti je procentuální zastoupení jednotlivých fází 60 % pro fázi stojnou

a 40 % pro švihovou (Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 10; Perry a Burnfield, 2010, s. 4; Kirtley, 2006, s. 16). Véle (2006, s. 350) k těmto dvěma fázím přidává navíc fázi dvojí opory. Při ní se obě končetiny současně dotýkají podložky; odval špičky se v tomto okamžiku kryje s úderem paty na švihové končetině. Těžiště se v tomto stadiu pohybuje nejnižší. Tato fáze tvoří přechod mezi stojnou a švihovou fází a odlišuje chůzi od běhu, při němž fáze dvojí opory chybí. Procentuální zastoupení jednotlivých fází se mění s rychlostí chůze, švihová fáze se s rostoucí rychlostí proporcionálně prodlužuje a fáze stojná s fází dvojí opory zkracuje (Murray, 1967 in Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 33).

Pro lepší popis chůze je krokový cyklus tradičně rozdělen do osmi částí, prvních pět během stojné fáze a další tři během švihové. Názvy těchto událostí jsou samy popisné a jsou založeny na pohybu nohy. V tradiční nomenklatuře jsou části následující:

1. Heel strike (úder paty) – iniciuje cyklus chůze a představuje bod, ve kterém je těžiště těla v nejnižší poloze.
2. Foot-flat (kontakt nohy) – doba, kdy se plantární povrch chodidla dotýká země.
3. Midstance (střed stojné fáze) – nastává, když švihová (kontralaterální) končetina mívá stojnou končetinu a těžiště těla je v nejvyšší poloze.
4. Heel-off (odvinutí paty) – nastává, když pata ztrácí kontakt se zemí.
5. Toe-off (odraz palce) – ukončuje stojnou fázi, noha opouští podložku.
6. Acceleration (zrychlení) – začíná, jakmile noha opouští zem, dochází k aktivaci flexorů kyčle pro urychlení nohy vpřed, zahajuje fázi švihovou.
7. Midswing (střed švihové fáze) – nastává, když chodidlo prochází přímo pod tělem, shodná se střední fází stoje druhé nohy.
8. Deceleration (zpomalení) – popisuje činnost svalů, protože zpomalují nohu a stabilizují chodidlo při přípravě na další úder paty (Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 10-11; Kolář et al, 2009, s 48).

Tradiční nomenklatura nejlépe popisuje pohyb normálních subjektů. Existuje však řada pacientů s patologiemi, jejichž pohyb nelze pomocí tohoto přístupu popsat. Tato chůze lze popsat alternativní terminologií, kterou popsal Perry et al. (1992). I zde je chůze rozdělena na osm fází, avšak ty jsou dostatečně obecné, aby mohly být použity na jakýkoli typ chůze:

1. initial contact – počáteční kontakt, 0 %;
2. loading response – postupné zatěžování, 0-10 %;
3. midstance – střed stojné fáze, 10-30 %;
4. terminal stance – konečný stoj, 30-50 %;

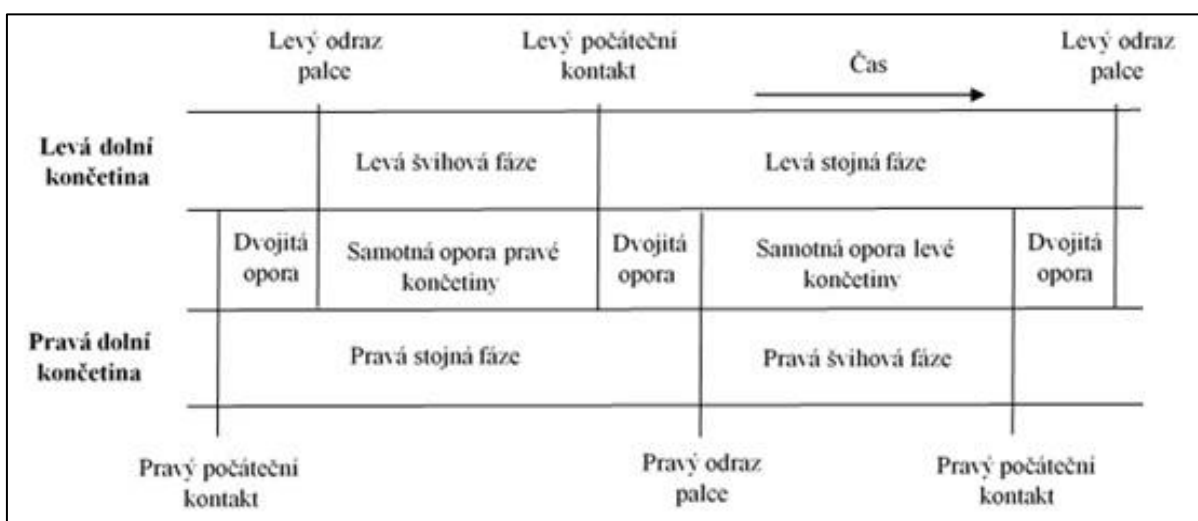
5. preswing – předšvihová fáze, 50-60 %;
6. initial swing – počáteční švih, 60-70 %;
7. midswing – střed švihové fáze, 70-85 %;
8. terminal swing – konečný švih, 85-100 % (Perry et al., 1992 in Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 11; Kolář et al, 2009, s. 48).

Následující termíny se používají k popisu polohy DK během cyklu chůze (pro vysvětlení použit krokový cyklus pravé končetiny):

- 1 Initial contact – počáteční kontakt pravé končetiny s podložkou,
- 2 Opposite toe off – odraz palce levé DK,
- 3 Heel rise – odlepení a zvednutí paty pravé končetiny,
- 4 Opposite initial contact – počáteční kontakt levé končetiny,
- 5 Toe off – odraz palce pravé končetiny,
- 6 Feet adjacent – pravá noha ve švihové fázi mívá levou ve fázi stojné; v tomto okamžiku jsou nohy vedle sebe,
- 7 Tibia vertical – pravá tibia je ve vertikálním postavení (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 32).

Posloupnost jednotlivých událostí krokového cyklu (timing)

Obrázek 1 ukazuje časování počátečního kontaktu a odrazu palce dolních končetin během krokového cyklu (pro lepší srozumitelnost návaznosti na druhou končetinu byl použit úsek o trochu delší, než jeden cyklus). Počáteční kontakt pravé DK nastává v tu chvíli, když je levá DK stále na zemi. Toto období je nazýváno jako fáze dvojí opory a trvá mezi počátečním kontaktem na pravé straně a odrazem palce na straně levé. Během švihové fáze na levé straně



Obrázek 1 Časování krokového cyklu (upraveno dle Levine, Richards a Smidt, 2012, s. 33)

je na zemi pouze pravá DK, což je označováno jako období samotné opory pravé končetiny (nebo stoje jedné končetiny), která končí počátečním kontaktem levé nohy. Pak následuje další období dvojité opory, až po odraz palce na pravé straně. Samotná opora levé DK odpovídá švihové fázi pravé DK a cyklus končí dalším počátečním kontaktem na pravé DK (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 33).

1.1.3 Charakteristika chůze

Chůze podle definice zahrnuje polohu umístění chodidla. K charakteristice umístění chodidla se používají časové a vzdálenostní (délkové) faktory. Protože lidé používají k chůzi dvě nohy, některé faktory jsou pro každou nohu jedinečné, zatímco jiné jsou asociací jedné nohy k druhé. Například každá noha má delší fázi stojnou a kratší švihovou, ke kterým dochází při opakujících se krokových cyklech. Mezi faktory, které charakterizují chůzi, patří rychlost, kadence, délka kroku (či dvojkroku), úhel chodidla a kroková báze (Smidt, 1990, s. 2).

Rychlost chůze je vzdálenost zdolaná celým tělem v daném čase. Závisí na délce dvou kroků, jenž do značné míry závisí na délce švihové fáze na každé straně (Levine, Richards a Whittle, 2007, s. 34-35). Průměrná rychlost chůze u dospělých ve věku 20 až 60 let při normálním samostatně zvoleném tempu je přibližně 80 m/min (muži 82 m/min, ženy 78 m/min) \pm 10 m za minutu. Při této rychlosti je doba stojné fáze 62 % krokového cyklu a švihové 38 %. Průměrná doba fáze dvojí opory končetiny činí 24 % krokového cyklu a zbývajících 38 % tvoří samotná opora jedné končetiny. V běžné populaci existuje široká variabilita charakteristik kroku v závislosti na rychlosti, věku nebo pohlaví (Rose a Gamble, 2006, s. 167). Délka kroku je vzdálenost, o kterou lze nohu během švihové fáze posunout dopředu, takže kratší švihová fáze na jedné straně obecně zkrátí délku kroku na této straně. Kadence je počet kroků provedených v daném čase, nejčastěji za minutu (Levine, Richards a Whittle, 2007, s. 34-35).

Úhel chodidla je ohraničený linií směru chůze a linií představující dlouhou osu nohy v ploché části chodidla v krokovém cyklu. Vnější nebo vnitřní vytočení nohou mohou být označeny jako kladné nebo záporné (Smidt, 1990, s. 11). Kroková báze (v mm) popisuje vzdálenost mezi podélnými osami chodidel, obvykle měřená mezi středy pat, někdy pod středem osy kotníku. Vzor chůze známý jako tandemová chůze zahrnuje pokládání paty jedné nohy přímo před prsty druhé, tj. velikost krokové báze se téměř rovná nule (Levine, Richards a Whittle, 2007, s. 34).

1.1.4 Svalová aktivita

Svaly fungují tak, aby zajišťovaly stabilitu v pánvi, kyčli, koleni a kotníku prostřednictvím koordinovaných vzorců aktivace svalů, které jsou fázické. Kontrakce

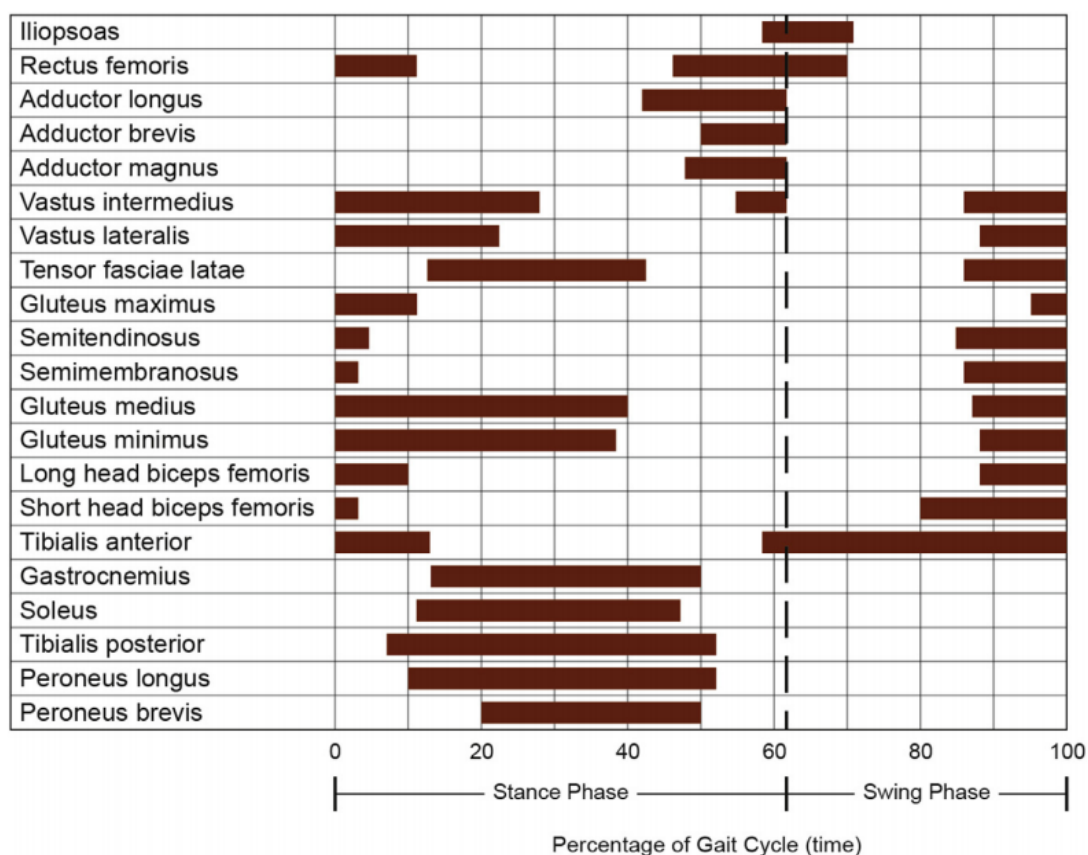
jakéhokoli daného svalu může být koncentrická (zkrácení svalu), izometrická (kontrakce svalu bez změny délky) nebo excentrická (prodloužení svalu), v závislosti na požadavcích fáze krokového cyklu (Sheffler a Chae, 2015, s. 615).

Během stojné fáze přechází pohyb kyčle z flexe při úderu paty a postupuje do extenze při odvinutí paty. Extenzory kyčle jsou odpovědné za zpomalení končetiny při terminálním švihů (excentrická kontrakce) a za omezení hybnosti dopředu, když je končetina zatížena při úderu paty. Mezi primární extenzory kyčle patří svaly gluteus maximus, semimembranosis, biceps femoris a semitendinosus. Úlohou abduktorů kyčle (gluteus medius a minimus, tensor fasciae latae) je bránit kontralaterálnímu poklesu pánve během stojné fáze na ipsilaterální končetině. Mezi primární flexory kyčelního kloubu patří m. iliopsoas a m. rectus femoris, které se na počátku švihové fáze koncentricky kontrahují. Ačkoli existuje 14 specifických svalů poskytujících stabilitu v kolenní během krokového cyklu, komplex m. quadriceps femoris (vastus medialis longus a obliquus, vastus intermedius a vastus lateralis) je dominantní svalovou skupinou pro extenzi kolena. Stabilita stoje také do značné míry závisí na aktivitě m. soleus, který ovládá dopředný pohyb tibie, napětí tractus iliotibialis a působení rectus femoris, horní části gluteus maximus a hamstringů. Decelerace končetiny během terminálního švihů je do značné míry ovlivněna rovnováhou mezi excentrickou kontrakcí hamstringů a koncentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Tibialis anterior je primární dorsiflexor kotníku, který pracuje excentricky během stojné fáze (úder paty až kontakt celého chodidla) a koncentricky během fáze švihové. Komplex m. gastrocnemius – m. soleus je primárním plantárním flexorem, pracujícím koncentricky během terminálního stoje. Obrázek 2 (s. 17) představuje vzorec aktivace svalů DK během normálního lidského krokového cyklu (Sheffler a Chae, 2015, s. 615; Shiavi, 1990, s. 100-109).

1.1.5 Chůze u pacientů po CMP

Porucha chůze je hlavním klinickým problémem pro mnoho pacientů postižených CMP a způsobuje potíže při vykonávání každodenních činností. Pouze 23-31 % osob, které utrpěly cévní mozkovou příhodu, je schopno samostatně chodit během prvního týdne, celkem 50-80 % pacientů může chodit bez pomoci za 3 týdny nebo při propuštění; do 6 měsíců to může být až 85 %. Porucha chůze je proto hlavním cílem rehabilitace po CMP (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 2; Olney a Richards, 1996, s. 136; Buurke et al, 2008, s. 676). I když je vzor chůze u osob s hemiplegií mezi subjekty různý, kliničtí lékaři často k popisu charakteristického vzorce držení těla a pohybu končetin pozorovatelného během lokomoce používají pojem hemiplegická chůze (Giuliani, 1990, s. 253). V akutní fázi CMP se objevují primitivní pohybové vzorce, jakožto i změny v časoprostorových, kinematických a kinetických parametrech, které častěji

charakterizují hemiparetickou chůzi v subakutních a chronických fázích CMP (Sheffler a Chae, 2015, s. 617).



Obrázek 2 Aktivita svalů dolní končetiny při normální chůzi (Sheffler a Chae, 2015, s. 616)

Primitivní lokomoční vzory

V akutním a subakutním období po mrtvici se objevují primitivní pohybové vzorce, které mohou ovlivnit selektivní motorickou kontrolu, což způsobí změnu normálního načasování a intenzity svalové kontrakce paretické končetiny. Na horní končetině se objevuje převládající vzor flexorové synergie, zatímco v DK se objevuje převážně extenzorový synergický vzor. Ztráta selektivní motorické kontroly narušuje koordinovanou a plynulou sekvenci kontrakce svalů dolních končetin, která je charakteristická pro normální chůzi. Absenci selektivní kontroly může pacient s hemiparézou nahradit primitivními hrubými vzorci lokomoční synergie pro zvýšení stability stoje a pro usnadnění chůze. Umístění dolních končetin k dosažení stability při přenášení hmotnosti může být možné díky pohybovému extenzorového vzoru DK (extenze kyčle, extenze kolena, addukce kyčle, flexe a inverze kotníku). Použití této strategie vede k relativnímu prodloužení paretické končetiny ve srovnání s neparetickou končetinou. Výslednou kompenzací je tendence k přehoupnutí se nad neparetickou končetinou, elevace

pánve na paretické straně a cirkumdukce paretické DK během švihové fáze (Sheffler a Chae, 2015, s. 617).

Změny časoprostorových parametrů

Časoprostorové parametry jsou proměnné chůze, které se využívají nejčastěji k analýze její symetrie (Balaban a Tok, 2014, s. 2). Chůze u jedinců s hemiparézou po CMP je charakterizována sníženou rychlostí, kadencí, délkou kroku; asymetrií v časových, prostorových, kinematických a kinetických proměnných chůze a zvýšenými náklady na mechanickou energii (Chen et al., 2005, s. 51). Ze studií, zkoumajících chůzi pacientů po CMP ve srovnání s parametry chůze u zdravých jedinců, vyplynulo, že hemiparetická chůze je charakterizována specifickými prostorovými parametry. Patří mezi ně snížená kadence chůze, prodloužené trvání švihové fáze na paretické straně, prolongované trvání stojné fáze na neparetické straně a asymetrie délky kroku (Wang et al., 2019, s. 2; Chen et al., 2005, s. 56; Rinaldi a Monaco, 2013, s. 8). Jedním z největších rozdílů, pozorovaných mezi normálními a hemiplegickými subjekty, je rychlost chůze. Subjekty s hemiparézou mají výrazně nižší rychlost chůze, délku kroku a délku cyklu než normální subjekty. Tato omezení délky kroku a rychlosti chůze mohou být spojena s efektivním posunem paretické končetiny ve švihové fázi a přenosem váhy na paretickou končetinu ve fázi stojné (Giuliani, 1990, s. 254).

Kinematické změny

Kinematika chůze zahrnuje kloubní úhly, rychlost a zrychlení během chůze. I přes velkou variabilitu existují charakteristické kinematické změny, které lze klinicky pozorovat. Kinematický vzorec paretické končetiny během chůze byl popsán jako jeden z následujících vzorů: flexe kyčle, extenze kolene, plantární flexe kotníku a cirkumdukce DK během švihové fáze; flexe kyčle, omezená flexe kolena a plantární flexe kotníku během fáze postupného zatěžování; hyperextenze kolena během středního stoje; a nedostatek odvíjení chodidla u odrazu palce (Giuliani, 1990, s. 255). Na úrovni pánve dochází k poklesu pánve na neparetické straně kvůli slabosti abduktorů kyčle (gluteus medius a minimus) na paretické straně. Nástup flexe kyčle paretické končetiny je v předšvihové fázi zpožděn a samotná flexe je při úderu paty obvykle snížena (Sheffler a Chae, 2015, s. 618).

U osob s hemiplegickou chůzí byly pozorovány tři typy kolenních vzorů během stoje: zvýšená flexe kolena během stojné fáze (zejména při počátečním kontaktu); snížená flexe kolena během fáze postupného zatěžování, následovaná hyperextenzí kolena ve fázi pozdního stoje a zpožděná flexe v kolenním kloubu v rámci přípravy na švihovou fázi; a nadměrná hyperextenze kolene po většinu fáze postoje (Woolley, 2015, s. 4; Balaban a Tok, 2014, s. 3). U chronické hemiparézy je běžná nadměrná extenze kolena paretické DK během středního

až pozdního stoje, která je nazývána genu recurvatum. Genu recurvatum může být způsobeno spasticitou nebo kontrakturou plantárních flexorů, spasticitou nebo slabostí m. quadriceps femoris, nebo slabostí hamstringů (Sheffler a Chae, 2015, s. 618).

Změna svalové aktivity

Není moc známo, jak se vyvíjí svalová koordinace DK, když se po mozkové příhodě obnoví chůze. Je zřejmé, že svalová síla může být mozkovou příhodou ovlivněna. Koordinace svalů je změněna v důsledku změn síly a načasování aktivace svalů (tzv. timing svalů). Svalová síla se může po CMP změnit kvůli změně hmotnosti svalu, změně typu svalových vláken (jako výsledek imobilizace v časných stádiích po atace) nebo aerobní kapacitou (Buurke et al, 2008, s. 676). I když existují různé rozdíly mezi jednotlivými pacienty po CMP, mezi některé obecné charakteristiky, které jsou konzistentně uváděny, patří menší svalová aktivita paretické končetiny, prodloužená doba trvání svalových impulzů, spíše tonická než fázická aktivita při chůzi a periodická období vrcholové svalové aktivity (peak), která se neshodují s požadavky na normální vzor chůze (Giuliani, 1990, s. 259-260).

Po neurologickém poranění, jako je cévní mozková příhoda, jsou běžné změny v normálních vzorcích aktivace a ukončení aktivity svalových vláken, včetně časně aktivace, prodlouženého trvání, zpožděné aktivity, omezené aktivity, chybějící aktivity a kontrakce skupin svalů agonisty a antagonisty. Dynamická EMG zaznamenaná při chůzi může identifikovat abnormality v neurologické kontrole a svalové slabosti, jakož i kompenzační náhrady svalů (Sheffler a Chae, 2015, s. 615).

Následkem CMP dochází k abnormálním svalovým ko-kontrakcím, jež jsou normálními strategiemi motorického řízení, pozorovaných u zdravých jedinců během funkčních motorických úkolů. Jejich přítomnost se liší v reakci na požadavky prostředí, například při setkání s nejistou situací, kterou mohou být problémy s držením těla a rovnováhou, lze pozorovat zvýšenou ko-kontrakci jako časnou reakci na novou situaci. Ko-kontrakce tedy poskytuje robustní mechanismus k rychlému vyrovnání nečekaných perturbací. Je aktivně modulována během chůze, kde slouží ke stabilizaci kloubů a zlepšení efektivity chůze. Předpokládá se, že narušení volní aktivace svalů po CMP zahrnuje nadměrnou ko-kontrakci, která vede k pomalé a neefektivní chůzi. Tato abnormalita může pramenit z rozptýlených descendentních motorických drah nebo přehnaných napínacích reflexů generovaných pohybem v antagonistickém svalu (Banks et al., 2017, s. 2).

1.2 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je jedna z hlavních příčin chronického postižení populace v rozvinutých zemích. Jde o syndrom charakterizovaný akutním nástupem neurologického deficitu, který přetrvává nejméně 24 hodin, odráží fokální postižení centrálního nervového systému a je výsledkem narušení mozkové cirkulace. Místo postižení centrálního nervového systému je naznačeno povahou příznaků. Přesněji je CMP určena neurologickým vyšetřením a potvrzena zobrazovacími metodami (magnetickou rezonancí nebo výpočetní tomografií). Vaskulární etiologie může být odvozena z akutního nástupu symptomů, a často i z věku pacienta, přítomnosti rizikových faktorů pro cévní mozkovou příhodu a výskytu symptomů a příznaků vztahujících se k teritoriu konkrétní mozkové krevní cévy (Krobot et al, 2017, s. 521; Greenberg, Aminoff a Simon, 2012, s. 179).

V České republice ročně umírá na následky mozkového iktu přibližně 17 000 obyvatel. Tato mortalita je nejvyšší v posledních věkových dekadách a její zastoupení u mužů a žen je odlišné. Zatímco ve věku do 60 a do 70 let umírá více mužů, v dekadách nad 70 let je zastoupení žen více než dvojnásobné (Kalvach et al., 2010, s. 19).

1.2.1 Definice

WHO (World Health Organization) cévní mozkovou příhodu (CMP) definuje jako rychle se rozvíjející příznaky (ložiskové nebo celkové) poruchy funkce mozku, které trvají déle než 24 hodin, nebo vedou k úmrtí nemocného, bez jiné zjevné příčiny než cévního onemocnění mozku (Herzig a Vlachová, 2007, s. 25).

K cévní mozkové příhodě dochází, když je náhle přerušeno zásobování krve částí mozku nebo když praskne céva v mozku a krev se rozlije do prostor obklopujících mozkové buňky. Mozkové buňky umírají, když již nedostávají kyslík a živiny z krve, nebo pokud dojde k náhlému krvácení do mozku nebo kolem něj (National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2016).

CMP vznikají buď v důsledku ischemie mozku (části nebo celého), nebo následkem hemoragie do mozkové tkáně (Kolář et al., 2009, s. 387).

1.2.2 Ischemická CMP

Výskyt ischemické cévní mozkové příhody (iCMP) je častější než hemoragické, a tvoří 70-80 % všech CMP (Školoudík et al., 2002, s. 29; Willey, 2019, s. 109; Kolář et al., 2009, s. 387). ICMP je způsobena fokální mozkovou ischemií, což je lokalizované snížení průtoku krve dostatečné k narušení neuronálního metabolismu a funkce. Pokud ischemie není

v kritickém období zvrácena, následuje nevratné poškození buněk, které vede k mozkovému infarktu (Willey, 2019, s. 109).

Základní příčina snížení průtoku krve mozkiem určuje léčbu akutní CMP a informuje o sekundární prevenci a riziku recidivy. Jedním z hlavních cílů při hodnocení iCMP je tedy určení druhu mozkové příhody. Z etiopatogenetického hlediska je iCMP heterogenní skupinou onemocnění (viz příloha 1, s. 73). Mezi nejznámější podtypy iCMP patří: kardioembolická, aterosklerotická (u velkých cév), lakunární a kryptogenní iCMP. Před začátkem léčby je třeba stanovit přesnou příčinu vzniku příhody, a na základě toho zvolit optimální postup léčby (Školoudík et al., 2002, s. 29; Willey, 2019, s. 109).

Ischemie v karotickém povodí

Jedná se o postižení a. carotis interna, nebo některé z jejich větví. Nejčastější ischemie v uvedeném povodí je postižení a. cerebri media, projevující se dominantní kontralaterální poruchou hybnosti (tj. hemiparéza), s maximem na horní končetině, zejména akrálně. Často je doprovázena centrálním postižením VII. a XII. hlavového nervu, kontralaterální poruchou citlivosti a homonymní hemianopsií. Při postižení dominantní hemisféry je spojena s poruchou symbolických funkcí, při postižení hemisféry nedominantní se objevuje tzv. neglect syndrom. Je přítomno tzv. Wernicke-Mannovo držení těla, při kterém je horní končetina ve flexi a addukci a dolní je ve vnitřní rotaci, spojené s extenzí v kyčli a koleni, což má za následek cirkumdukci DK při chůzi (Kolář et al., 2009, s. 388; Herzig a Vlachová, 2007, s. 30). Příznaky postižení a. carotis interna jsou obdobné jako a. cerebri media, při ischemii v povodí a. cerebri anterior je výraznější postižení DK; taktéž se mohou objevit výrazné psychické poruchy, z důvodu prefrontálního syndromu (Kolář et al., 2009, s. 388).

Ischemie ve vertebrobasilárním povodí

Zde může dojít k postižení a. vertebralis, a. basilaris, nebo mozečkové či kmenové tepny. Při ischemii a. cerebri posterior dochází ke zrakovým poruchám, buď formou hemianopsie nebo agnozie či kortikální slepoty. Ischemie v oblasti mozečkových tepen se projevuje Wallenbergovým syndromem, při kterém je homolaterálně přítomna neocerebelární symptomatika, doprovázena Hornerovým syndromem, postižením V. hlavového nervu a kontralaterálně disociovanou poruchou čítí (Kolář et al., 2009, s. 388; Herzig a Vlachová, 2007, s. 30). Při jednostrané ischemii v mozkovém kmeni vznikají tzv. alternující hemiparézy, které se klinicky projevují jako homonymní postižení jednotlivých hlavových nervů a kontralaterální hemiparéza (Herzig a Vlachová, 2007, s. 31).

1.2.3 Hemoragická CMP

Spontánní intrakraniální krvácení představuje asi 20 % všech cévních mozkových příhod, ale jsou často zničující a představují nepoměrně vysoký podíl morbidit a mortalit u pacientů s cévní mozkovou příhodou (Bernstein a Chang, 2019, s. 120; Kolář et al., 2009, s. 388). Existují dva typy hemoragické CMP (hCMP). Intracerebrální krvácení (ICH) je charakterizováno krvácením v samotném mozku, zatímco pro subarachnoidální krvácení (SAH) je typické prasknutí cévy mezi vnitřní a vnější vrstvou tkáně pokrývající mozek v subarachnoidálním prostoru. ICH a SAH mají odlišné klinické projevy, radiologické nálezy, etiologie a způsoby léčby (Grysiewicz, Thomas a Pandey, 2008, s. 872; Bernstein a Chang, 2019, s. 120; Smith a Eskey, 2011, s. 27).

Klinický obraz

ICH může být buď tříštivé, nebo globózní (ohraničené). Tříštivá krvácení jsou častější než globózní a projevují se kombinací ložiskových příznaků a příznaků nitrolební hypertenze. Jsou provázeny poruchou vědomí a jejich prognóza je nepříznivá. Nástup obtíží je rychlý, doprovázen bezvědomím, chrčivým dýcháním, zbrunátněním obličeje a okamžitou hemiplegií (Kolář et al., 2009, s. 388; Herzig a Vlachová, 2007, s. 45).

Nástup SAH je téměř vždy náhlý a pacienti mohou na počátku přechodně ztratit vědomí nebo zkolabovat. Ačkoli k nástupu může dojít během fyzické námahy, sexuální aktivity, defekace nebo při užívání sympatomimetik, dvě třetiny pacientů mají nástup během spánku nebo běžných denních činností (Bernstein a Chang, 2019, s. 132). Vznik krvácení se projevuje prudkou bolestí hlavy, doprovázenou zvracením nebo poruchou vědomí. Přesné místo počáteční bolesti je diagnosticky velmi významné, jelikož stranově zpravidla odpovídá ruptuře. SAH supratentoriálního původu provází bolest ve frontální části hlavy, bolest okcipitální odpovídá SAH z vertebrobazilárního povodí. Původní ostrou bolest hlavy je nutné odlišit od následné bolesti, nastupující s odstupem 6-12 hodin s rozvojem meningeálního syndromu, která má tupý charakter (Kalvach et al., 2010, s. 163). V 10 % případů dochází v prvních 24 hodinách i k epileptickým záchvatům (Herzig a Vlachová, 2007, s. 51).

1.2.4 Klinický obraz

Mezi příznaky cévní mozkové příhody patří náhlá necitlivost nebo slabost, zejména na jedné straně těla; náhlá zmatenost nebo potíže s mluvením nebo porozuměním řeči; náhlé potíže se zrakem v jednom nebo obou očích; náhlé potíže s chůzí, závratě nebo ztráta rovnováhy nebo koordinace; nebo náhlá silná bolest hlavy bez známé příčiny (National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2016).

Poruchy hybnosti u CMP

Poškození pohybového systému je nejtypičtější a nejnápadnější projev CMP. Jsou způsobeny lézemi tr. corticospinalis, který obsahuje více než polovinu vláken z primárního motorického a premotorického kortexu. Klinický obraz poruchy tr. corticospinalis, corticobulbaris a příslušných oblastí mozkové kůry se promítá vždy postižením hybnosti na polovině těla (Kalina, 2008, s. 24-25).

V případě léze v capsula interna se rychle vyvíjí těžká spasticita s pozitivními pyramidovými iritačními jevy. Při poruše v kortikálních oblastech je spasticita menší než v oblasti capsuly a má pomalejší průběh. Podle rozdělení postižení hybnosti lze přibližně lokalizovat místo CMP. Výrazné postižení DK signalizuje poruchu povodí přední mozkové tepny. Léze v kortikosubkortikální oblasti motorické kůry se projeví postižením obličeje a ruky. Poškození vymezené pouze na capsula interna se vyznačuje stejnou měrou postižení na horní i dolní končetině, značnou spasticitou a nepřítomností jiných příznaků, než je hemiparéza nebo hemiplegie (Kalina, 2008, s. 24).

Kognitivní změny

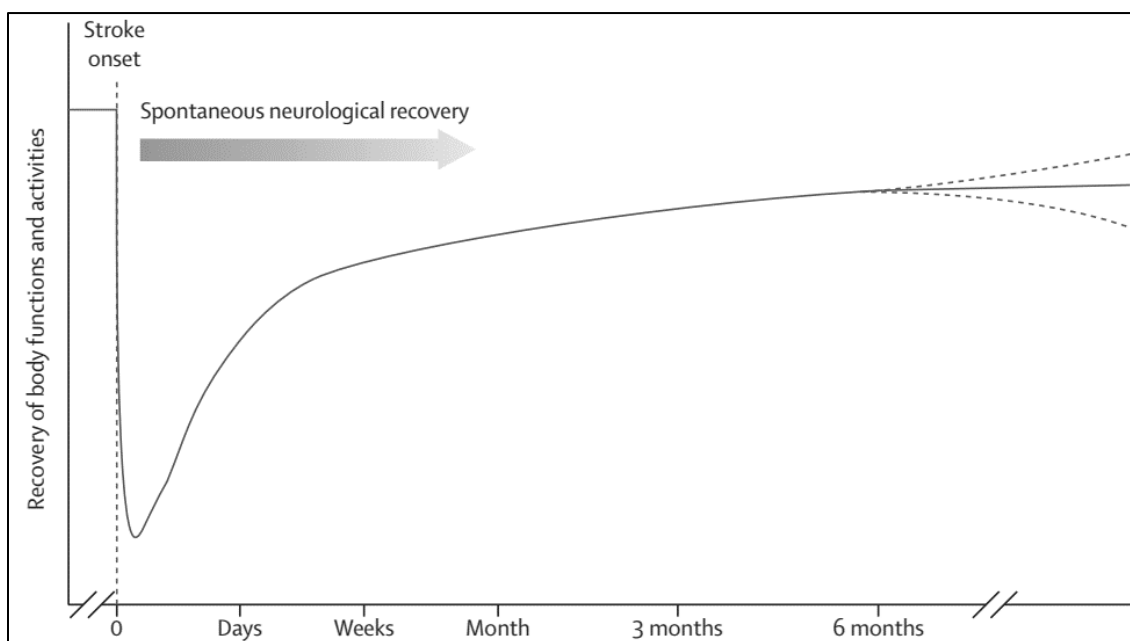
Většina pacientů po CMP může žít se specifickými kognitivními deficity, včetně poruchy pozornosti a koncentrace, paměti, prostorového vědomí, vnímání, praxie a výkonných funkčních změn s významným snížením denní autonomie a kvality života. Prevalence kognitivní dysfunkce po CMP se pohybuje od 23 % do 55 % do 3 měsíců od vzniku CMP a po jednom roce klesá mezi na hodnoty 11 % a 31 %. Povaha intelektuální změny se může velmi lišit. Může existovat také mnoho typů změn v osobnosti a činech (De Luca et al., 2018, s. 1055; Caplan, 2005, s. 143). Riziko kognitivního poškození stoupá s věkem a vrcholí po 75. roce. Současná přítomnost několika rizikových faktorů také zvyšuje možnost kognitivních poruch, z nichž nejdůležitější je hypertenze, cukrovka, fibrilace síní a infarkt myokardu (Cengić et al., 2011, s. 464). Při pozorování byla u pacientů s demencí a pacientů s deficitem paměti nalezena souvislost s vyšším věkem a nižším vzděláním. Pacienti, trpící poruchami paměti byli spojeni spíše s levostrannou lézí. Pacienti bez kognitivního poškození byli mladší a s vyšší úrovní vzdělanosti než pacienti s jakýmkoli deficitem (Madureira, Guerreiro a Ferro, 2001, s. 624; Cengić et al., 2011, s. 466).

Při zkoumání souvislosti motorických a kognitivních výkonů u zdravých lidí bylo zjištěno, že kognitivní funkce jsou nezbytné pro vývoj motorických dovedností. Také jsou důležité jak pro běžnou chůzi, tak pro provádění složitých úkolů při chůzi (Verstraeten, Mark a Sitskoorn, 2016, s. 1). Kognitivní rehabilitace se stává standardní součástí neurorehabilitace po CMP, jelikož existují důležité klinické a výzkumné důkazy o účinnosti při zlepšování

kognitivního a psychosociálního fungování u pacientů s poškozením mozku (De Luca et al., 2018, s. 1056).

1.3 Obnova motorických funkcí po CMP

Dlouhodobé následky CMP jsou určeny místem a velikostí počáteční léze a rozsahem následného zotavení se. Odpovědi na rehabilitační intervence ukazují velké interindividuální variace, protože mechanismy, které jsou základem motorického zotavení, jsou u pacientů heterogenní. Téměř všichni pacienti vykazují určitý stupeň spontánního neurologického zotavení podle přirozeného logaritmického vzorce. Míra zotavení je nejvyšší v prvních měsících po CMP, po které úroveň zotavení dosáhne fáze plató (viz obrázek 3) (Takeuchi a Izumi, 2013, s. 1; Buma, Kwakkel a Ramsey, 2013, s. 707-708; Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1693).



Obrázek 3 Hypotetický vzorec zotavení po CMP (Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1695)

CMP je spojena s omezeným stupněm funkčního zotavení. Zobrazovací studie u pacientů ukázaly, že s funkčním zotavením po CMP nejvíce koreluje reorganizace v periinfarktové oblasti a souvisejících kortikálních oblastech. Na buněčné úrovni se v periinfarktové kůře vyskytují dvě hlavní regenerační události: axony vypěstují nová spojení a vytvářejí nové projekční vzory, a nově vzniklé nezralé neurony migrují do periinfarktové kůry. CMP indukuje jedinečné mikroprostředí pro axonální klíčení v periinfarktové kůře (Carmichael, 2006, s. 735).

Obnova funkcí po CMP je složitý proces, který pravděpodobně probíhá kombinací spontánních procesů a procesů závislých na učení, včetně restituce (obnovení funkčnosti

poškozené nervové tkáně), substitute (reorganizace částečně ušetřených nervových drah k opětovnému naučení ztracených funkcí) a kompenzace (snížení rozdílů mezi narušenou schopností pacienta a požadavky jeho prostředí) (Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1693; Takeuchi a Izumi, 2013, s. 1).

Skutečné neurologické zotavení na mozkové úrovni lze definovat jako restituci funkce neuronů, které unikly infarktu, ale byly funkčně narušeny změnami metabolické aktivity. Protože však skutečné reparace v mozkové kůře mohou být možné pouze nahrazením ztracených neuronů v mozku, lze mechanismy neuroplasticity v samotném mozku vždy považovat za kompenzační. Fungování těchto neuronů bude vždy v reakci na ztrátu tkáně a může interagovat se změnami synaptické aktivity v motorické síti (Buma, Kwakkel a Ramsey, 2013, s. 710).

Znovuzískání dovedností je definováno jako zlepšení míry výsledku buď na úrovni funkcí, nebo na úrovni aktivity. Na obnově postižené tkáně se podílejí tyto dva procesy:

- Restituce – skutečné neurologické zotavení odráží návrat nebo restituci tělesných funkcí (nebo snížení poškození), což má za následek opětovné objevení se stejných koncových efektorů během plnění úkolu. V této souvislosti je koncový efektor definován jako část těla, jako je ruka nebo noha, která interaguje s objektem nebo prostředím.
- Substitute – opětovné získávání dovedností prostřednictvím motorické kompenzace na úrovni aktivity, kterou lze definovat jako objevení „nových“ motorických vzorů vyplývajících z kompenzace zbývajících neporušenými motorickými prvky na úrovni tělesné funkce. Znovuzískávání dovedností na úrovni aktivity však může také znamenat „převzetí“ nebo nahrazení funkce zcela odlišnými koncovými efekty nebo segmenty těla, které splňují úkol (Buma, Kwakkel a Ramsey, 2013, s. 708).

1.3.1 Patologický obraz poškozených struktur po CMP

Existuje velké množství nervových mechanismů, které by mohly potenciálně přispět ke zhoršení motorické koordinace u syndromů CMP. Například na základě studií kontrolovaných lézí u primátů se zvyšuje množství informací o funkčních rolích a spojení mnoha kortikálních oblastí, které jsou pravděpodobně ovlivněny mozkovými lézemi u člověka (Beer, Dewald a Rymer, 1999, s. 455). Motorické poškození může být způsobeno ischemickým nebo hemoragickým poškozením motorické kůry, premotorické kůry, motorických traktů nebo asociačních drah v mozku nebo mozečku (Langhorne, Coupar a Pollock, 2009, s. 741).

Ukázalo se, že poškozený mozek dospělého člověka vykazuje změny ve vzorcích aktivity. Tyto nadměrné aktivace byly převážně pozorovány v bilaterální premotorické kůře, doplňkové motorické oblasti a parietálních oblastech. Předpokladem je, že tyto změny představují přemapování a zprostředkování funkcí oblastí v motorické síti (Buma, Kwakkel a Ramsey, 2013, s. 715). V prvních týdnech po CMP byla pozorována výrazná mozková reorganizace, která ukazuje nadměrnou aktivaci primárních a asociačních motorických oblastí. U pacientů, u kterých došlo k příznivému zotavení, jsou tyto nadměrné aktivace přechodné a mají tendenci se vracet do původního stavu. U pacientů s horším průběhem zotavení se však zdá, že dochází k trvalému náboru motorických oblastí, nacházejících se kontralaterálně od místa léze (Buma et al., 2010, s. 599). Je nepravděpodobné (z pohledu znovuzískání obratnosti), že sekundární motorické oblasti jsou schopny převzít akce primárního motorického systému. Ve skutečnosti, pokud jde o tělesné funkce a aktivity, ipsilaterální přírůstky kortikální aktivity korelují se špatným získáním dovedností (Buma, Kwakkel a Ramsey, 2013, s. 715).

1.3.2 Neuroplasticita

Pojem neuroplasticita je definován jako změny v síle synaptických spojení v reakci na stimul prostředí nebo změnu synaptické aktivity v síti (Murphy a Corbett, 2009, s. 862). Dle Trojana a Pokorného (1997, s. 668) je plasticita unikátní schopností nervové soustavy, díky které se může vyvíjet a reagovat na změny okolního prostředí a případně se na ně adaptovat (za fyziologického i patologického stavu). Výsledný důsledek plasticity může být jak pozitivní, tak i negativní. Plasticitu můžeme rozdělit na plasticitu evoluční (změny během vývoje), reaktivní (při krátkodobé expozici), adaptační (při dlouhodobém nebo opakovaném zatížení) a reparační (funkční nebo morfoloická obnova poškozených struktur).

Funkční obnova po CMP je z části založena na reparační plasticitě, která se projevuje schopností nervové tkáně obnovit ztracené funkce poškozené zásahem do nervového systému (Kolář et al, 2009, s. 305). Patologický proces má za následek změny ve vnitřním prostředí nervové soustavy, které navozují tento reparační program. Reparační děje mohou být buď na úrovni strukturální (změna počtu synapsí, vznik nových výběžků axonů a dendritů nebo přestavba lokálních okruhů) nebo funkční (modifikace účinnosti stávajících synapsí a vztahů mezi funkčními celky, funkční přestavba místních okruhů) (Trojan a Pokorný, 1997, s. 690).

Motorické a senzorycké kůry jsou volně uspořádány do somatotopických funkčních map, které vykazují vysokou úroveň plasticity závislé na použití – to znamená, že mapy lze modifikovat zkušenostmi. Motorické mapy odrážejí vazbu specifických neuronů motorické kůry na svaly, zatímco senzorycké mapy představují párování částí těla s neurony senzorycké

kůry. Motorické mapy umožňují jak učení, tak vyjádření pohybů, a proto představují typ „motorického engramu“ nebo paměťové stopy (Murphy a Corbett, 2009, s. 862).

1.4 Terapie chůze

Zlepšení chůze po CMP je jedním z hlavních cílů rehabilitace. Existuje stále více důkazů, že vysoce intenzivní, opakující se trénink specifický pro daný úkol by mohl vést k lepší rehabilitaci chůze. Cílem terapie chůze je co největší funkční obnova samostatné chůze pro nezávislost (jak fyzickou, tak i sociální) nemocných po CMP (Krobot et al., 2017, s. 525; Mehrholz, Pohl a Elsner, 2014, s. 7; Belda-Lois et al., 2011, s. 3).

Rehabilitace pomocí kombinace složek z různých přístupů se jeví jako nejúčinnější terapie pro obnovení funkce a pohyblivosti u pacientů po CMP. Současné důkazy naznačují, že žádný přístup k fyzické rehabilitaci není více či méně účinný při obnovení funkce a mobility. Proto by měl být prováděn klinický výběr nejvhodnějších fyzikálních ošetření pomocí intervencí založených na důkazech a kritickém klinickém uvažování (Krobot et al., 2017, s. 525; Pollock et al., 2014, s. 41; Sullivan, Klassen a Mulroy, 2006, s. 138-139).

1.4.1 Konvenční terapie s dopomocí terapeuta

V současné době je rehabilitace chůze z velké části založena na fyzioterapeutických intervencích; roboticky asistovaná terapie je stále využívána jen okrajově. Všechny různé techniky mají za cíl zlepšit funkční pohyb, upřednostňují trénink normální chůzí. Kromě konkrétní použité techniky vyžadují všechny přístupy speciálně navržená přípravná cvičení, pozorování fyzioterapeuta a přímou manipulaci s polohou dolních končetin během chůze po běžném povrchu, následovaná nácvikem asistované chůze po zemi. Techniky neurorehabilitace chůze lze rozdělit do dvou hlavních kategorií: neurofyziologické a techniky využívající motorické učení. Mezi koncepty, založené na neurofyziologické znalosti principů chůze, patří např. Bobath koncept, Proprioeptivní neuromuskulární facilitace (PNF), Vojtova metoda nebo metoda Roodové (Belda-Lois et al., 2011, s. 4).

Princip motorického učení, které využívá aktivního zapojení pacientů, indukuje klíčení dendritů, tvorbu nových synapsí, změny ve stávajících synapsích a neurochemickou produkci. Předpokládá se, že tyto změny poskytují mechanický substrát pro usnadnění zotavení motorických funkcí po CMP. Terapie, zaměřená na konkrétní úkol a kontext, je hlavním principem v rámci motorického učení, což naznačuje, že terapie by se měla zaměřovat na cíle, které jsou relevantní pro potřeby pacientů. (Takeuchi a Izumi, 2013, s. 2; Belda-Lois et al., 2011, s. 5). Výhodou nácviku chůze s dopomocí terapeuta je individuální přístup a možnost

bezprostřední opravy patologických pohybových stereotypů. Nevýhodou pak může být celková náročnost, která je kladena na terapeuta (Krobot et al., 2017, s. 524).

1.4.2 Terapie s využitím moderních technologií

Robotická zařízení jsou stále více používána při rehabilitaci tělesných postižení horních i dolních končetin. Tato zařízení poskytují bezpečnou, intenzivní rehabilitaci zaměřenou na úkoly lidem s lehkým až těžkým motorickým postižením po neurologickém poranění. V zásadě by robotický trénink mohl zvýšit intenzitu terapie s poměrně dostupnými náklady a nabídnout výhody, jako jsou: přesně kontrolovatelná pomoc nebo odpor během pohybů, dobrá opakovatelnost, objektivní a měřitelné míry výkonu subjektu nebo zvýšené tréninková motivace pomocí interaktivní (bio) zpětné vazby. Tento přístup navíc snižuje množství fyzické asistence potřebné k chůzi, snižuje náklady na zdravotní péči a poskytuje kinematická a kinetická data za účelem kontroly a kvantifikace intenzity cvičení, měření změn a hodnocení motorických poruch s lepší citlivostí a spolehlivost než standardní klinické škály. Protože je robotická rehabilitace intenzivní, opakující se a zaměřená na úkol, je obecně v souladu s programem motorického učení (Belda-Lois et al., 2011, s. 4-5).

Jedním z příkladů potenciálně intenzivního, opakujícího se tréninku chůze je trénink na chodícím pásu. Chůze na chodícím pásu, s tělesnou hmotností nebo bez zatížení, je metoda léčby poruch chůze po CMP, která je stále populárnější. Použití chodícího trenažeru umožňuje větší počet kroků, které je možné provést v rámci tréninku: to znamená, že zvyšuje množství absolvovaných cvičení specifických pro daný úkol. Lidé po CMP mohou během 20minutového tréninku na chodícím pásu provést až 1000 kroků, ve srovnání s pouhými 50 až 100 kroky během 20 minutové relace konvenční fyzioterapie (neurofyziologický přístup). Rychlost chodícího pásu, množství podpory tělesné hmotnosti a množství pomoci poskytované fyzioterapeutem lze upravit tak, aby poskytovaly dostatečnou intenzitu tréninku (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014, s. 7).

1.5 Možnosti hodnocení chůze

Klinická analýza chůze je proces zaznamenávání a interpretace biomechanických měření chůze, aby se podpořilo klinické rozhodování v případě dysfunkce chůze. Odchylky chůze od typického vzorce jsou často charakteristické pro specifickou neurologickou, svalovou nebo kosterní patologii (Baker et al., 2016, s. 560).

Klinická analýza chůze se provádí tak, aby umožnila lepší výběr z možností léčby (včetně možnosti žádného zásahu). Je založena na diagnostice mezi jednotlivými entitami nemoci, posouzení závažnosti, rozsahu nebo povahy choroby nebo zranění, sledování pokroku v přítomnosti nebo absenci intervence a na predikci výsledku intervence (Baker, 2006, s. 2).

Lidské oko je vysoce citlivé na detekci odchylek od normální chůze, ale nemusí nutně identifikovat primární problémy nebo kompenzační strategii. Posouzení lze zlepšit pomocí měření kinematické analýzy chůze. Pro hlubší porozumění mohou být vyžadována jiná měření, jako je kinetická a dynamická polyelektromyografie (Baker et al., 2016, s. 561).

Mezi hlavní složky klinické analýzy patří ta vyšetření, které se provádějí pomocí trojrozměrného optoelektrického sledovacího systému (založeného na markerech umístěných na kůži ve vztahu ke kostěným orientačním bodům) a zahrnující vícesložkové silové platformy. To umožňuje kvantifikaci kinetiky kloubů (úhlů) a kinetiky (momenty, které musejí svaly a jiné měkké tkáně vyvíjet na klouby). Důležitou součástí také měly být během chůze integrované systémy speciálně určené pro dynamickou elektromyografii (EMG) (Baker et al., 2016, s. 562).

1.5.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG, z angl. Surface Electromyography) je experimentální vyšetřovací metoda, která umožňuje objektivní zhodnocení neuromuskulární činnosti prostřednictvím snímání bioelektrických signálů. Senzory, umístěnými na kůži nad testovanými svaly, poskytuje informace o aktivitě svalů během různých pohybových aktivit (Krobot a Kolářová, 2011, s. 16-17). Touto metodou je možné snímat více svalů najednou, což umožňuje pozorování svalových interakcí, které hodnocený pohyb doprovází. Další výhodou této vyšetřovací metody je možnost nejen hodnotit svalovou aktivitu, ale i sekvenci zapojování jednotlivých svalů, či míru svalové únavy a další parametry. Podstata SEMG je snímání akčních potenciálů, které se šíří buněčnou membránou svalových filament během kontrakce. Akční potenciály, vznikající na neuromuskulární ploténce, se dále šíří svalovým vláknem bez dekrementu. SEMG pak zaznamenává sumovanou aktivitu z více svalových vláken – akční potenciál motorické jednotky (MUAP – z angl. motor unit action potential) (Kolářová et al., 2014, s. 78).

SEMG je zdaleka nejpoužívanější metodou pro analýzu chůze. EMG signál je zaznamenáván jako rozdíl napětí mezi dvěma povrchovými elektrodami, připevněnými k pokožce nad testovaným svalem. Obvykle je také nutné mít uzemňovací elektrodu, buď poblíž, nebo jinde na těle. Vzhledem k tomu, že akční potenciál svalu dosáhne elektrod přes mezilehlé vrstvy fascie, tuku a kůže, je napětí signálu relativně malé a obvykle se zesiluje blízko elektrod pomocí velmi malého zesilovače. Signál EMG zachycený povrchovými elektrodami je součtem akčních potenciálů svalů z mnoha motorických jednotek ve svalu nebo svalech, uložených nejbližší u povrchu. Většina signálů je ze vzdálenosti 25 mm od povrchu kůže, takže tento typ záznamu není vhodný pro hluboké svaly, jako je m. iliopsoas. Při cílení na EMG konkrétního svalu někdy zachytíme aktivitu ze sousedních svalů, tzv. cross-talk. Proto je někdy nejbezpečnější považovat signál z povrchových elektrod za odvozený od svalových skupin, nikoli od jednotlivých svalů. Při vykonávaném pohybu subjektu se často mění elektrická základní linie (pohybový artefakt), a může docházet také k elektromagnetickému rušení, například z blízkého elektrického zařízení (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 106).

Výsledný elektromyografický signál může být ovlivněn řadou faktorů. Aby bylo měření, následné zpracování a interpretace naměřených dat maximálně kvalitní, je nutné těmto faktorům porozumět a brát na ně ohled. Mezi vnitřní faktory, vycházející z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu, patří samotná aktivita měřeného svalu (vlastnosti, počet a umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě), aktivita okolních svalů (cross talk), elektrická aktivita jiných tkání, vlastnosti tkání mezi povrchem svalu a elektrodami (tuková vrstva, odpor kůže) a další faktory (pH krve a intersticiálních tekutin, rychlost odstranění metabolitů během kontrakce). Vnější faktory vycházejí z konfigurace a umístění elektrod a lze je ovlivnit. Elektrody musí být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken ve středu svalového břicha, kde lze snímat signál o nejvyšší amplitudě. Nesmí být umístěny na okraji svalu (riziko snímání aktivity jiného svalu), v blízkosti úponu šlachy (elektricky inaktivní) nebo v místě motorického bodu. K dalším vnějším faktorům patří kontakt mezi elektrodami a kůží (snížení impedance očištěním kůže) a možné externí šumy, jak již bylo zmíněno výše (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19-23).

Mezi parametry, které je možné hodnotit po zpracování a případné normalizaci záznamu, patří:

- průměrné hodnoty amplitudy ve vybraném intervalu – reflektují míru aktivity měřeného svalu;
- maximum amplitudy signálu – průměr z prvních deseti nejvyšších hodnot dané periody;

- plocha EMG;
- další hodnocení – input v % (procentuální posouzení aktivity), frekvenční parametry (ze surového záznamu) a frekvenční spektrum (Kolářová et al., 2014, s. 90-91).

Hlavní využití SEMG

SEMG se využívá k funkčnímu hodnocení svalové aktivity, konkrétně k určení časové sledu náboru dílčích svalů (timing), velikosti svalové činnosti a svalové únavy. Obecně můžeme konstatovat, že jednou z předností SEMG je, že se lze vyjádřit ke strategiím kontroly pohybu a jejich volbě při uskutečňování všech druhů pohybu (Kolářová et al., 2014, s. 95).

Jednou z nejdůležitějších informací, které lze ze záznamu získat, je začátek a konec aktivity svalu. Při sledování činnosti svalů v čase můžeme hodnotit rychlost reagování svalu na určitý stimul nebo svalové synergie. V případě patologie může docházet ke změnám v timingu nebo optimálním ukončení svalové aktivity. Velikost svalové aktivity určujeme standartními parametry pro zpracování amplitudy. Vztah mezi EMG aktivitou a silou svalu sice není lineární, ale obecně lze říci, že s rostoucí EMG aktivitou dochází ke zvýšení svalové síly nebo rychlosti kontrakce. Finální množství produkované síly je závislé na dalších faktorech, např. na typu a rychlosti svalové kontrakce, výchozí délce svalových vláken nebo unavitelnosti svalu. SEMG je schopné neinvazivně určit velikost únavy svalu. V záznamu se únava projeví skrz zvýšenou amplitudu a posun frekvenčního spektra do nižších frekvencí. Ke snížení svalové mechanické síly dochází ve chvíli, kdy jsou substituční mechanismy vyčerpány (Krobot a Kolářová, 2011, s. 30-34; Kolářová et al., 2014, s. 90-95).

1.5.2 Standardizovaná klinická testování

Chůze odráží možné poruchy nervové soustav či pohybového aparátu. Ačkoli mezi základní a nenahraditelné vyšetření chůze patří aspekce, pro moderní klinickou rehabilitaci je nezbytně nutné spolehlivé a hmatatelné vyšetření, které je objektivní a není zatíženo zkušenostmi a znalostmi jednotlivce. Pro tento účel je možné využít škálu laboratorních testování nebo standardizovaných klinických testů (Bastlová et al., 2015, s. 15). Tyto měřicí nástroje musí být reliabilní, kde reliabilita odkazuje na konzistenci a relativní absenci chyb měření (Lexell et al., 2005, s. 75)

10Meter Walk Test (10MWT)

10MWT měří rychlost chůze v metrech za sekundu na vyměřeném úseku 10 m. Poskytuje informace týkající se samotné rychlosti chůze pro krátké pěší vzdálenosti na rovném povrchu (Ofran et al., 2019, s. 612). Je testován 6metrový prostřední úsek, aby nedocházelo ke zkreslení naměřené rychlosti akcelerací a decelerací. Tento test je využíván k zhodnocení efektu terapie

(Bastlová et al., 2015, s. 21). Výsledky studie Vos-Vromans et al. (2009, s. 173-180) naznačují, že 10MWT je jednoduchý a cenově výhodný hodnotící nástroj s vysokou citlivostí. Jeho reliabilita a validita byla stanovena v mnoha studiích (Collen, Wade a Bradshaw, 2009, s. 6-9; Goldie, Matyas a Evans, 1996, s. 1074-1082; Evans, Goldie a Hill, 1997, s. 725-729).

Timed Up and Go test (TUG)

Test TUG je krátké a praktické klinické testování, které kombinuje hodnocení rychlosti chůze a rovnováhy. Subjekt je požádán, aby vstal ze židle, šel 3 metry, otočil se, vrátil se na židli a znovu se posadil. Čas potřebný k dokončení testu se zaznamenává v sekundách pomocí stopky. Účastník může jít s holí nebo jinou pomůckou při chůzi. Bylo zjištěno, že test má vysokou citlivost (80 %) v predikci pádů u starších jedinců. (Ofran et al., 2019, s. 612; Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans, 2014, s. 197). U starších osob je při testování, které trvá déle než 12 sekund, vysoké riziko pádu (Bastlová et al., 2015, s. 23).

Studie Lexell et al. (2005, s. 75-81) prokázala velkou shodu mezi jednotlivými opakování testu, dostatečnou citlivost umožňující detekci skutečných (klinických) změn v skóre měření a neukázala žádné podstatné systematické změny v průměru a malých chybách v měření. TUG je vysoce reliabilní a lze jej doporučit v klinické praxi i ve výzkumu k vyhodnocení různých aspektů chůze a změn v průběhu času u pacientů po CMP.

Six-minute walk test (6MWT)

6MWT byl původně vyvinut v 60. letech 20. století k hodnocení osob s kardiovaskulárním a respiračním onemocněním. V poslední době se 6MWT používá k charakterizaci a monitorování změn schopnosti chůze po CMP (Dunn et al., 2015, s. 1). 6MWT je praktický jednoduchý test, který vyžaduje pouze chodbu o délce 30 m. Tento test měří vzdálenost, kterou může pacient ujít po rovném tvrdém povrchu za dobu 6 minut. Vyhodnocuje globální a integrované reakce všech systémů zapojených během cvičení, včetně plicního a kardiovaskulárního systému, systémového oběhu, periferního oběhu, krve, neuromuskulárních jednotek a svalového metabolismu. Neposkytuje konkrétní informace o funkci jednotlivých systémů zapojených do pohybové aktivity ani o mechanismu omezení cvičení, jak je to možné při maximálním kardiopulmonálním cvičení. Většina pacientů nedosáhne maximální výkonové kapacity během 6MWT; místo toho si volí vlastní intenzitu cvičení, a mohou se během testu zastavit a odpočívat. Protože se však většina činností každodenního života provádí při submaximálních úrovních námahy, může 6MWT lépe odrážet úroveň funkčního cvičení pro každodenní fyzické aktivity (American Thoracic Society, 2002, s. 111).

2 CÍL A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem práce je zhodnotit chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě snímáním změn svalové aktivity vybraných svalů v obraze povrchové elektromyografie při chůzi na páse a po chodbě před začátkem rehabilitace (1. měření) a po jejím ukončení (2. měření).

2.2 Hypotézy

Vzhledem ke stanovenému cíli byly zformulovány následující hypotézy:

- **H₀1:** Svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na páse mezi prvním a druhým měřením neliší.
- **H_A1:** Svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na páse mezi prvním a druhým měřením liší.
- **H₀2:** Svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na chodbě mezi prvním a druhým měřením neliší.
- **H_A2:** Svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na chodbě mezi prvním a druhým měřením liší.
- **H₀3:** Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na páse mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.
- **H_A3:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na páse mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.
- **H₀4:** Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na chodbě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.

- **H_A4:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na chodbě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se zúčastnilo 8 probandů ve věku 42-69 let, z toho 2 ženy a 6 mužů, kteří byli hospitalizováni na Oddělení lůžkové rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc s primoatakou ischemické cévní mozkové příhody. Průměrný věk probandů činil 60 let ($\pm 10,21$ let). Základní údaje, charakterizující výzkumný soubor jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 2). Kritériem pro zařazení do výzkumu byla schopnost udržení samostatného stoje a chůze bez dopomoci terapeuta s možností opěrné pomůcky nebo ortézy. Ze studie byli vyřazeni probandi s přidruženými onemocněními, která mohla mít vliv na stereotyp chůze (např. traumata dolních končetin, totální endoprotézy kyčle či kolene, diabetes mellitus s prokazatelnou neuropatií dolních končetin). Pacienti také museli být bez kognitivního deficitu, aby rozuměli pokynům a mohli spolupracovat. Pacienti s kognitivní poruchou nebo s neglect syndromem nebyli do výzkumu zařazeni.

Všechna měření byla zrealizována v období kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Před zahájením měření byl všem probandům vysvětlen a popsán průběh měření a každý podepsal informovaný souhlas chválený Etickou komisí FZV UP (Příloha 2, s. 74).

Tabulka 1 Základní údaje, charakterizující výzkumný soubor

pořadí	pohlaví	věk	výška (cm)	váha (kg)	hemip. strana	počet dnů po atace	dny mezi měřeními
1	m	69	181	82	pravá	8	15
2	ž	64	170	56	pravá	13	22
3	m	62	177	105	pravá	23	14
4	m	66	180	86	levá	12	3
5	m	63	180	80	pravá	13	9
6	m	68	185	134	pravá	21	8
7	m	46	187	110	pravá	23	8
8	ž	42	169	56	pravá	13	20
průměr		60	178,625	88,625		15,75	12,375
SD		10,212	6,435	26,827		5,726	6,523

3.2 Metodika měření

Každý proband se účastnil dvou měření, první proběhlo v rámci vstupního vyšetření před začátkem rehabilitačního programu, druhé potom při jeho ukončení poslední den hospitalizace. Všechna měření byla provedena stejnými přístroji za co nejobdobnějších podmínek, včetně konstantní teploty a klidného prostředí s ohledem na aktuální stav pacienta.

V rámci tohoto výzkumu byly ke snímání EMG signálu využity hybridní elektrody The Trigno® Wireless Biofeedback Systém od firmy Delsys. K minimalizaci narušení EMG signálu a pro co nejlepší kvalitu signálu byla před aplikací senzorů očištěna kůže v místě svalového bříška. K očištění bylo použitý alkoholový dezinfekční prostředek a abrazivní pasta. V případě nadměrného ochlupení byla příslušná část pokožky zbavena ochlupení pomocí holicího prostředku. Na střed svalového bříška, ozřejmého izometrickou svalovou kontrakcí, paralelně se svalovými vlákny byly pomocí originálních oboustranných lepicích pásek od firmy Delsys nalepeny senzory tak, aby šipka na elektrodách směřovala kraniálně.

Svalová aktivita byla snímána z těchto svalů

- na paretické dolní končetině:
 - m. tibialis anterior (p TA),
 - m. gastrocnemius medialis (p GM),
 - m. rectus femoris (p RF),
 - m. biceps femoris (p BF).
- na neparetické dolní končetině:
 - m. tibialis anterior (np TA),
 - m. gastrocnemius medialis (np GM),
 - m. rectus femoris (np RF),
 - m. biceps femoris (np BF).

Mimo elektrody snímající svalovou aktivitu byly aplikovány ještě dvě přídavné na tuberositas tibiae, plnící funkci akcelerometru.

3.2.1 Průběh měření

Po aplikaci elektrod bylo zahájeno samotné měření, kterému předcházelo poučení pacienta o bezpečnosti na chodícím páse Zebris, nastavení madel dle výšky probanda, taktéž proběhla kalibrace chodícího pásu. V rámci jednoho měření pacienti vždy absolvovali měření chůze na páse i chůze po rovině. Pořadí měření byla randomizována. Před měřením chůze na páse byla nastavena rychlost pásu tak, aby to bylo pro pacienta co nejvíce komfortní; tato rychlost byla zaznamenána do tabulky pro příští zpracování. V případě potřeby opory mohl

proband využít madel, tato skutečnost byla případně zaznamenána do protokolu. Po přizpůsobení rychlosti došlo k vlastnímu měření, které trvalo 1 minutu za supervize fyzioterapeuta.

Pro měření chůze na chodbě byl použit desetimetrový test chůze (Ten Meter Walk Test, 10MWT), sloužící k posouzení rychlosti chůze na vzdálenost 6 m. Probandi byli požádáni, aby šli svou obvyklou rychlostí tak, aby to bylo subjektivně pohodlné, přičemž mohli využít opěrné pomůcky. Délka samotného měření chůze po chodbě byla 1 minutu; pokud byl pacient schopný ujít vzdálenost 10 m dříve, pokračoval v chůzi i nadále po dobu 1 minuty. Pacientům byla také změřena rychlost chůze, a to od dvou metrů chůze do osmi, aby nedošlo k ovlivnění rychlosti akcelerací a decelerací.

Dále byl použit Timed Up and Go test (TUG), který slouží k hodnocení mobility, rovnováhy a rizika pádu u starších jedinců. Probandi měli za úkol vstát ze židle, jít tři metry, obejít značku a opět se vrátit a sednout na židli. Čas byl měřen od chvíle, kdy proband vyjde na pokyn „jděte“, do jeho opětovného dosednutí na židli.

3.3 Zpracování dat

3.3.1 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Zpracování naměřených dat proběhlo pomocí programu EMGworks®Analysis. Zde byl vybrán elektromyografický signál elektrod z požadovaných svalů, který byl pomocí funkce Remove mean zrektifikován (redukce výskytu negativních hodnot). Na základě vizuálního zhodnocení signálu byl vybrán úsek, čítající 10 krokových cyklů, a prostřednictvím funkce Root mean square (střední kvadratická hodnota) bylo provedeno vyhlazení signálu. Velikost okna byla nastavena na 0,125 s a překrytí okna na 0,025 s. U jednoho probanda byl z důvodu špatné kvality signálu a výrazného šumu použit úsek ze 7 krokových cyklů. Výsledná data byla exportována do tabulky programu Microsoft Office Excel. Zde byla data znormována k maximální hodnotě, dále byl spočítán průměr a směrodatná odchylka. Průměr znormovaných hodnot byl pro získání integrovaného EMG (iEMG) vynásoben celkovým časem. Výsledné hodnoty byly seřazeny do jednotné tabulky za účelem následného statistického zpracování.

3.3.2 Statistické zpracování naměřených dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno v softwaru Statistica, kde byly převedeny zpracované hodnoty z programu Microsoft Office Excel. Z důvodu malého výzkumného vzorku nešlo ověřit, zda je distribuce hodnot normální, a proto byl použit neparametrický Wilcoxonův test pro párová data. Hladina statistické významnosti byla stanovena pro $p < 0,05$.

4 VÝSLEDKY

Níže jsou uvedeny výsledné tabulky pro jednotlivé svaly (Tabulka 2-5), obsahující průměrné hodnoty svalové aktivity, směrodatnou odchylku a hladinu statistické významnosti, dosaženou při dílčích porovnáních.

Tabulka 2 Výsledné hodnoty pro m. tibialis anterior

	1 p TA P	2 p TA P	p	1 ch TA P	2 ch TA P	p
Průměr (SD)	5,765 (2,63)	3,928 (1,942)	0,463	3,468 (1,25)	3,500 (1,246)	0,889
	1 p TA N	2 p TA N		1 ch TA N	2 ch TA N	
Průměr (SD)	4,979 (1,793)	5,547 (1,312)	0,917	3,809 (0,818)	3,434 (1,235)	0,889
p	0,463	0,176		0,484	0,779	

Legenda: 1 p – 1. měření na páse, 2 p – 2. měření na páse, 1 ch – 1. měření na chodbě, 2 ch – 2. měření na chodbě, TA P – paretický m. tibialis anterior, TA N – neparetický m. tibialis anterior. SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance

Tabulka 3 Výsledné hodnoty pro m. gastrocnemius medialis

	1 p GM P	2 p GM P	p	1 ch GM P	2 ch GM P	p
Průměr (SD)	5,513 (2,006)	5,617 (1,446)	0,600	4,195 (1,061)	3,001 (0,556)	0,208
	1 p GM N	2 p GM N		1 ch GM N	2 ch GM N	
Průměr (SD)	4,562 (1,536)	4,262 (1,618)	0,753	3,357 (1,201)	3,337 (1,045)	0,889
p	0,345	0,028		0,049	0,779	

Legenda: 1 p – 1. měření na páse, 2 p – 2. měření na páse, 1 ch – 1. měření na chodbě, 2 ch – 2. měření na chodbě, GM P – paretický m. gastrocnemius medialis, GM N – neparetický m. gastrocnemius medialis. SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (červeně hodnoty nižší než 0,05)

Tabulka 4 Výsledné hodnoty pro m. rectus femoris

	1 p RF P	2 p RF P	p	1 ch RF P	2 ch RF P	p
Průměr (SD)	5,995 (3,751)	6,446 (2,204)	0,600	4,103 (1,223)	3,214 (0,901)	0,093
	1 p RF N	2 p RF N		1 ch RF N	2 ch RF N	
Průměr (SD)	5,049 (3,565)	4,827 (2,634)	0,753	3,945 (1,737)	3,171 (1,069)	0,161
p	0,173	0,237		0,674	0,674	

Legenda: 1 p – 1. měření na páse, 2 p – 2. měření na páse, 1 ch – 1. měření na chodbě, 2 ch – 2. měření na chodbě, RF P – paretický m. rectus femoris, RF N – neparetický m. rectus femoris. SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance

Tabulka 5 Výsledné hodnoty pro m. biceps femoris

	1 p BF P	2 p BF P	p	1 ch BF P	2 ch BF P	p
Průměr (SD)	6,743 (4,439)	6,283 (1,630)	0,917	4,333 (1,030)	3,304 (1,332)	0,123
	1 p BF N	2 p BF N		1 ch BF N	2 ch BF N	
Průměr (SD)	5,963 (1,927)	5,765 (1, 223)	0,917	3,864 (0,841)	3,133 (0,547)	0,036
p	0,917	0,499		0,327	0,575	

Legenda: 1 p – 1. měření na páse, 2 p – 2. měření na páse, 1 ch – 1. měření na chodbě, 2 ch – 2. měření na chodbě, BF P – paretický m. biceps femoris, BF N – neparetický m. biceps femoris, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (červeně hodnoty nižší než 0,05)

4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu **H₀₁** „Svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na páse mezi prvním a druhým měřením neliší.“ **nelze zamítnout** pro žádnou z testovaných situací (viz tabulky 2-5, s. 38-39, obrázky 4 a 5, s. 40-41).

Hypotézu **H_{A1}** „Svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na páse mezi prvním a druhým měřením liší.“ **zamítáme** pro všechny testované situace.

Hypotézu **H₀₂** „Svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na chodbě mezi prvním a druhým měřením neliší.“ **zamítáme** pro neparetický m. biceps femoris (viz tabulka 5, s. 39, obrázek 6, s. 41). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* **nelze zamítnout** (viz tabulky 2-5, s. 38-39, obrázky 6 a 7, s. 41-42).

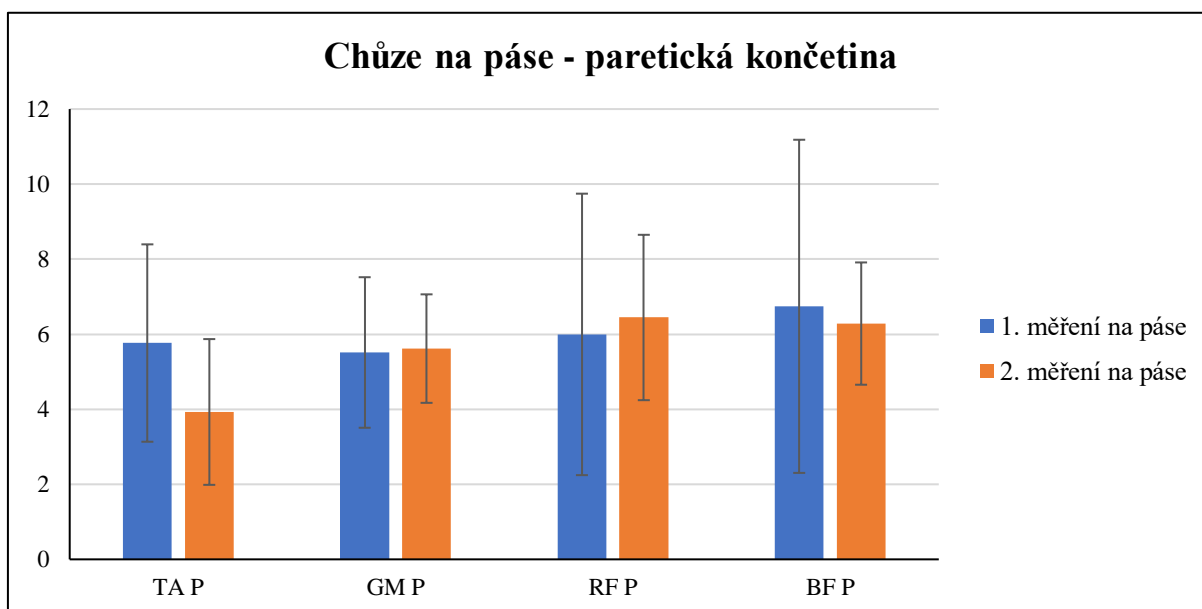
Hypotézu **H_{A2}** „Svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické a neparetické dolní končetině se při chůzi na chodbě mezi prvním a druhým měřením liší.“ **potvrzujeme** pro neparetický m. biceps femoris (viz tabulka 5, s. 39, obrázek 6, s. 41). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* **nelze potvrdit**.

Hypotézu **H₀₃** „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* při chůzi na páse mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.“ **zamítáme pro** *m. gastrocnemius medialis* při druhém měření (viz tabulka 3, s. 38, obrázek 8, s. 42). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* **nelze zamítnout** (viz tabulky 2, 4 a 5, s. 38-39, obrázky 8 a 9, s. 42-43).

Hypotézu **H_{A3}**: „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* při chůzi na páse mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.“ **potvrzujeme** pro *m. gastrocnemius medialis* při druhém měření (viz tabulka 3, s. 38, obrázek 8, s. 42). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* **nelze potvrdit**.

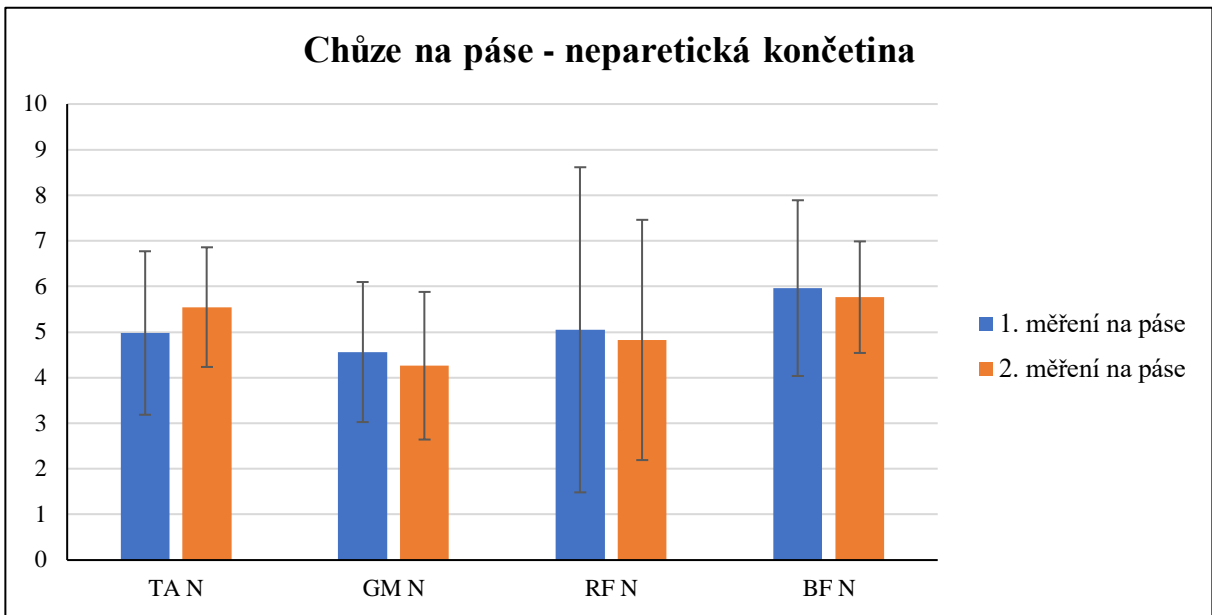
Hypotézu **H₀₄**: „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* při chůzi na chodbě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.“ **zamítáme** pro *m. gastrocnemius medialis* při prvním měření (viz tabulka 3, s. 38, obrázek 10, s. 43). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* **nelze zamítnout** (viz tabulky 2, 4 a 5, s. 38-39, obrázky 10 a 11, s. 43-44).

Hypotézu **H_{A4}**: „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* při chůzi na chodbě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.“ **potvrzujeme** pro *m. gastrocnemius medialis* při prvním měření (viz tabulka 3, s. 38, obrázek 10, s. 43). Pro svaly *m. tibialis anterior*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* **nelze potvrdit**.



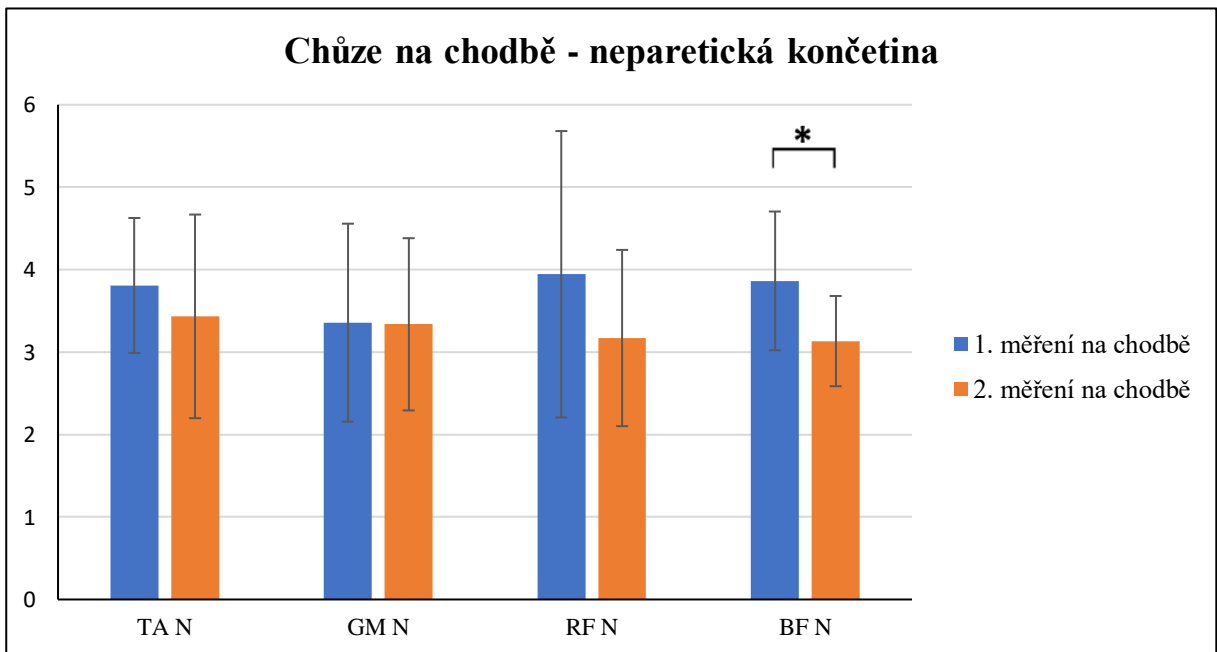
Obrázek 4 Průměrná aktivita svalů na paretické končetině při chůzi na páse

Legenda: TA – *m. tibialis anterior*, GM – *m. gastrocnemius medialis*, RF – *m. rectus femoris*, BF – *m. biceps femoris*, P - paretický



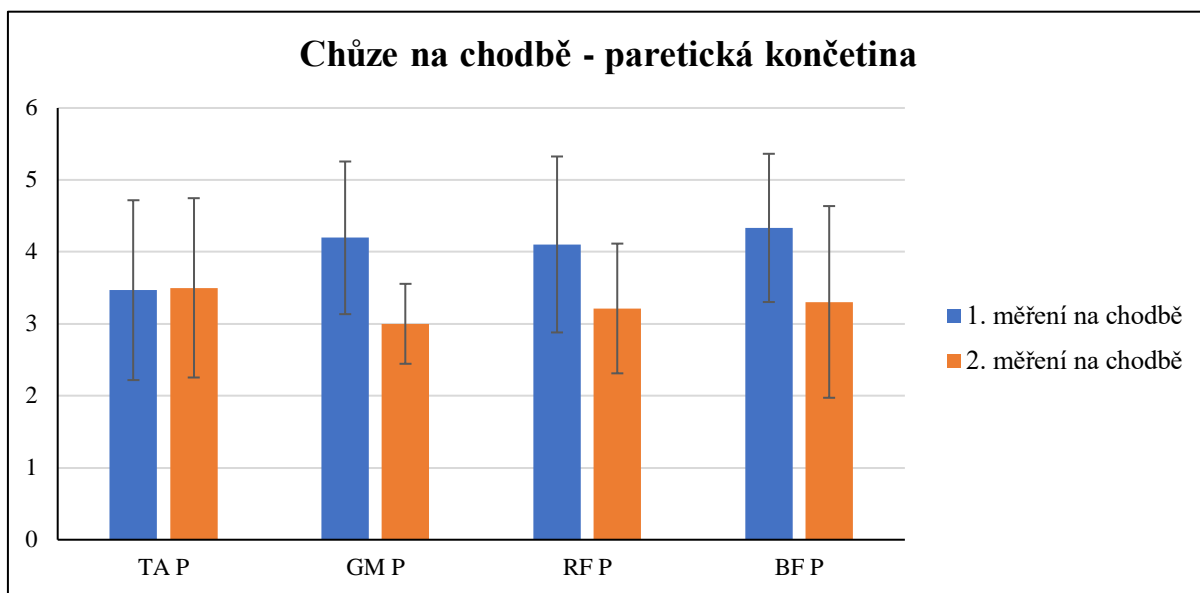
Obrázek 5 Průměrná aktivita svalů na neparetické končetině při chůzi na páse

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, N – neparetický



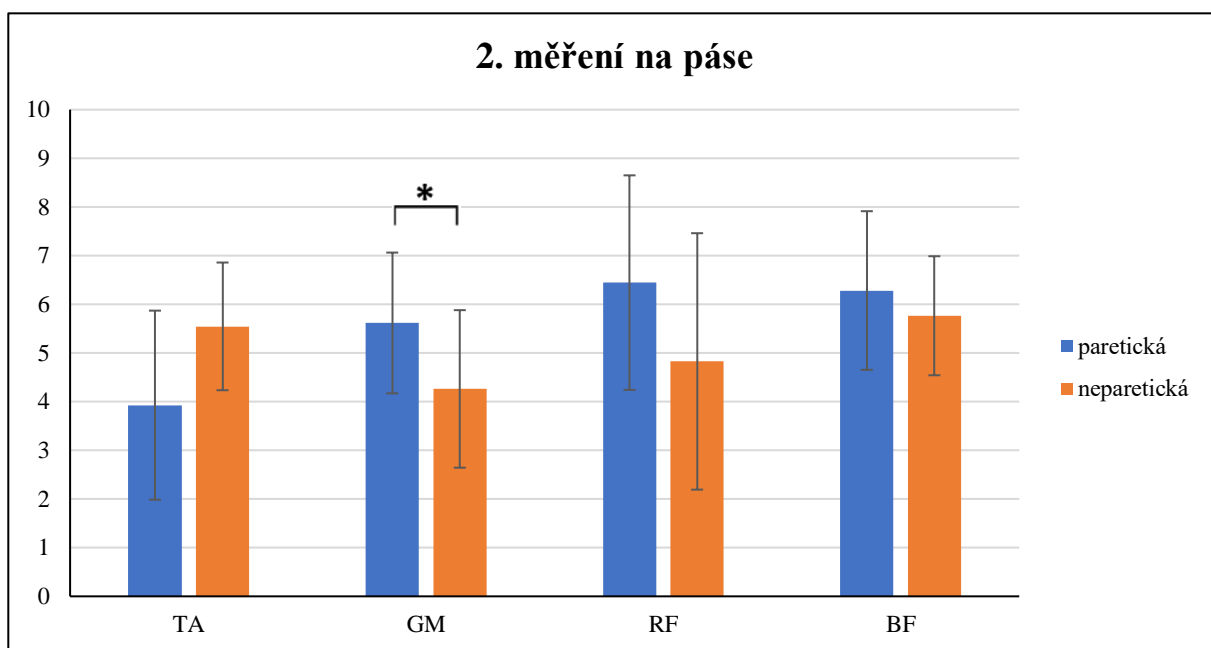
Obrázek 6 Průměrná aktivita svalů na neparetické končetině při chůzi na chodbě

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, N – neparetický



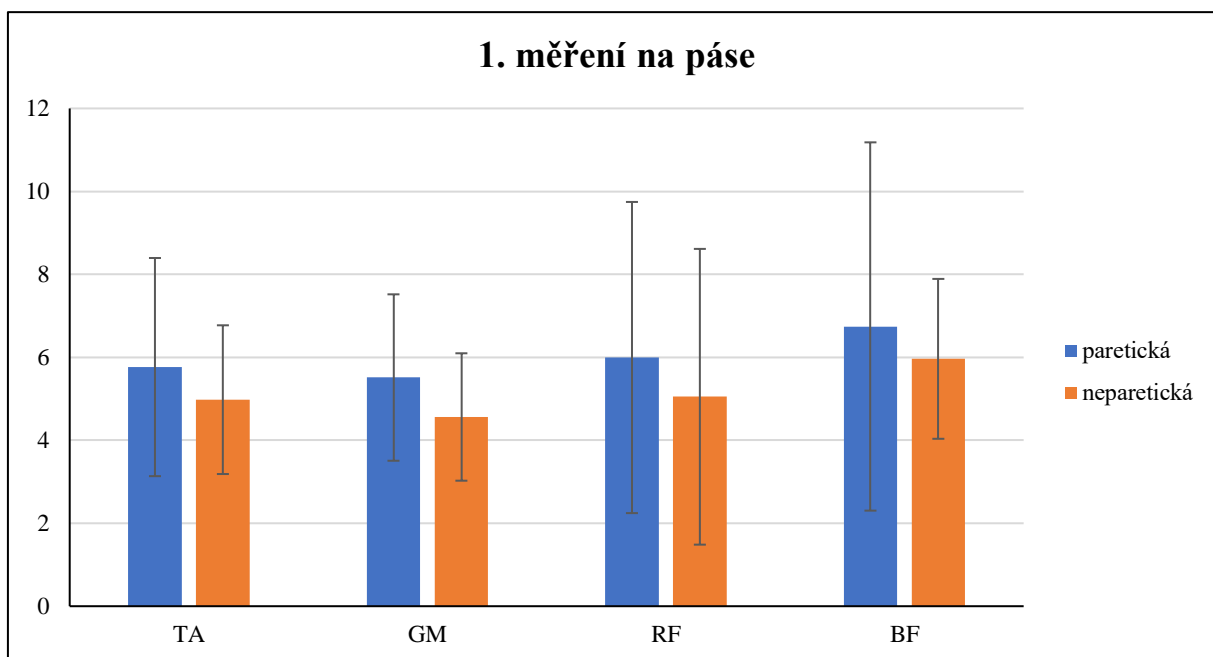
Obrázek 7 Průměrná aktivita svalů na paretické končetině při chůzi na chodbě

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, P – paretický



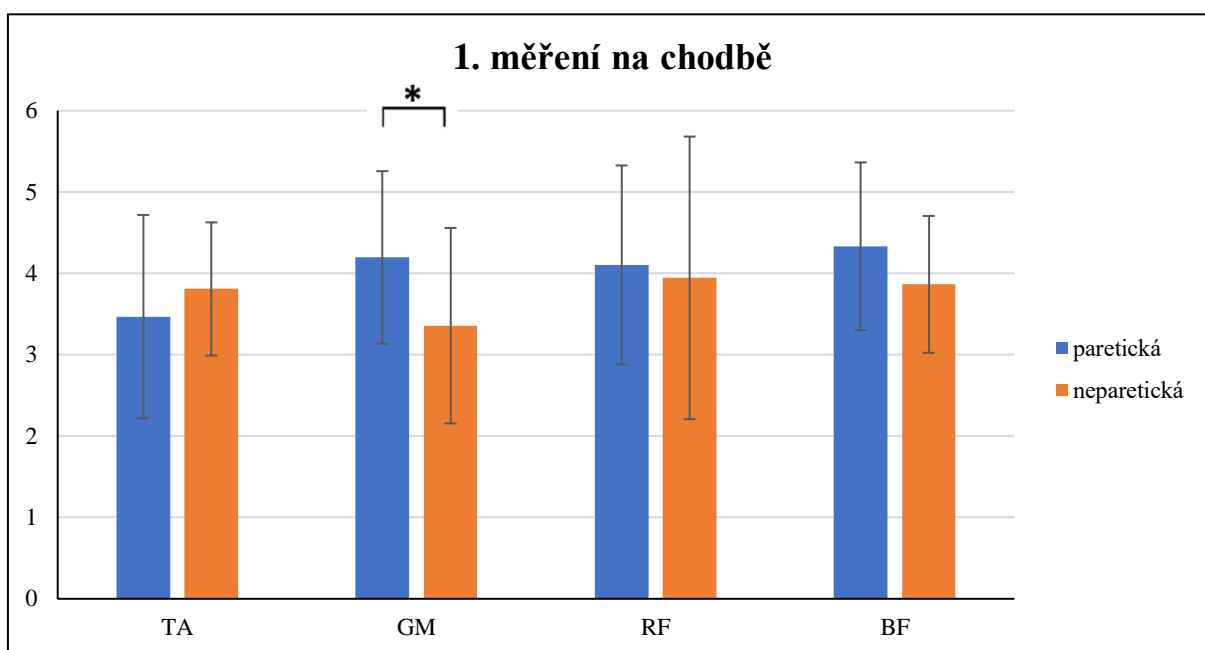
Obrázek 8 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 2. měření na páse

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris



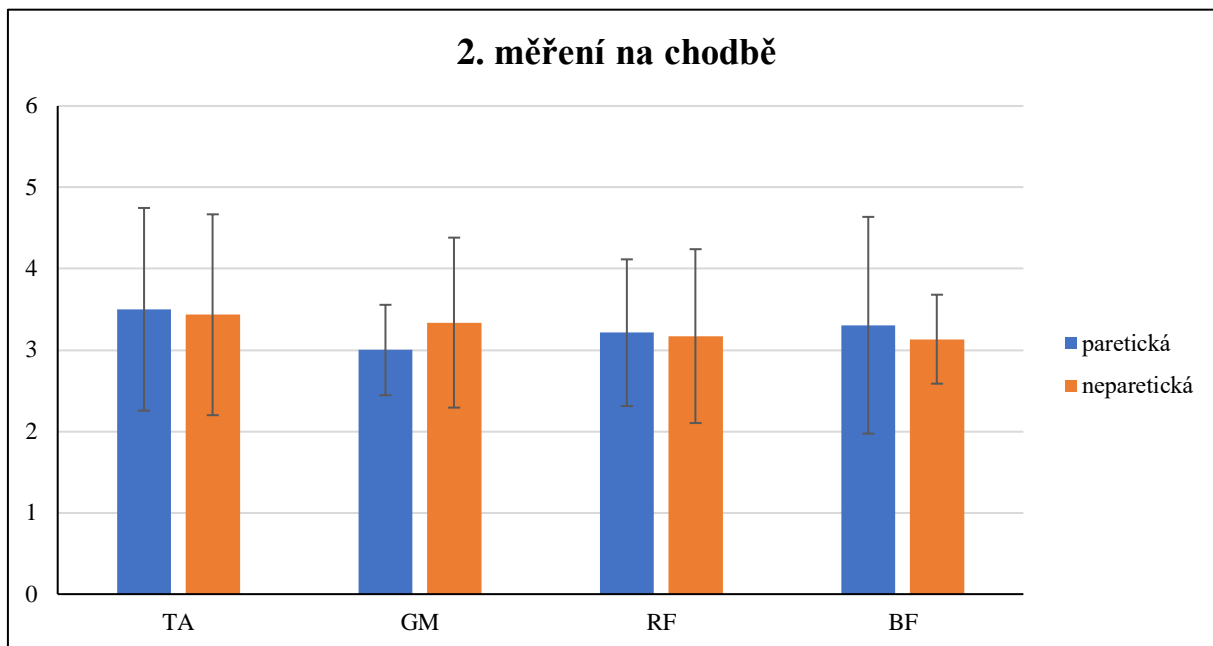
Obrázek 9 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 1. měření na páse

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris



Obrázek 10 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 1. měření na chodbě

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris



Obrázek 11 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 2. měření na chodbě

Legenda: TA – m. tibialis anterior, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris

5 DISKUZE

I když je CMP ve vyspělých zemích nikoli první, ale třetí nejčastější příčinou života se zdravotním postižením, její léčba je jednou z nejdražších. Část výdajů je způsobena sekundárními problémy v období po CMP, včetně kognice, paměti, pozornosti, bolesti, ztráty citlivosti, psychologických problémů a problémů s mobilitou a rovnováhou. Bylo zjištěno, že cvičení má u pacientů po CMP pozitivní fyzické i psychosociální účinky (Han et al., 2017, s. 131). Obnova a udržení přirozené lidské chůze u jedince po CMP patří mezi hlavní cíle rehabilitace. V první řadě jde obzvláště o obnovení stoje, chůze a jejich výchozích obrátů. Tato snaha má potenciál významně rozšířit schopnost sebeobsluhy a komunikace a může podstatně zlepšit kvalitu života (Mikula, 2008, s. 67).

Během lidské chůze musí být svalová aktivita dolních končetin dobře koordinována, aby poskytovala podporu, dynamickou rovnováhu a pohonnou sílu. Tyto jednotlivé úkoly během chůze jsou dočasně spojeny s konkrétními fázemi krokového cyklu a ve výsledku se načasování svalové aktivity dolních končetin během zdravé lidské chůze řídí charakteristickými vzory (Den Otter et al, 2006, s. 5-6). Po unilaterální CMP může neuromuskulární kontrola chůze projít radikálními změnami, zahrnující svalovou slabost na kontralaterální straně těla a často dramatické změny v časové organizaci svalové aktivity. Dochází k asymetrii časoprostorových parametrů chůze a k modifikaci pohybových vzorců. U jedinců s hemiparézou se objevují problémy s generováním, časováním a s gradací svalové aktivity; taktéž změna svalového tonu a měkkých tkání (Den Otter et al, 2006, s. 6; Kukolová a Kaňovský, 2019, s. 468).

Symetrie je důležitá vlastnost chůze, která je zejména po mozkové příhodě stále častěji zkoumána. Na základě porovnávání souměrnosti dolních končetin může symetrie poskytnout vhled do kontroly chůze, který může být jedinečný oproti konvenčním měřením, jako je měření rychlosti, a může hrát roli při rozhodování o terapii. Symetrie chůze je navíc klinicky důležitá, protože může být spojena s řadou negativních důsledků, jako je neefektivita ve vykonávání pohybu, problémy s kontrolou rovnováhy, riziko poškození pohybového aparátu neparetické DK nebo ztráta hustoty kostní hmoty v paretické končetině (Patterson et al., 2010, s. 241).

Účinné zotavení po CMP zahrnuje zlepšení funkční mobility i kvality pohybu. Konvenční klinické testy, jako je 10MWT, 6MWT a TUG, sloužící k měření chůze, se však zaměřují na funkční indexy, které poskytují holistický obraz výkonu a zotavení při chůzi. Na druhé straně v poslední době zvýšený počet studií zdůrazňuje důležitost sledování podrobné kvality chůze pro hodnocení poruch chůze. Poruchy kvality chůze jsou spojeny se zvýšeným rizikem pádů,

vyšším výdajem energie a dlouhodobými problémy, jako je poranění pohybového aparátu a bolest (Shin et al., 2021, s. 1-2).

5.1 Využití SEMG jako nástroje k hodnocení efektu terapie

SEMG je ve velké míře využívána v klinickém prostředí pro hodnocení svalové aktivity a koordinace končetin, stejně jako pro kvantifikaci parametrů dynamické motorické kontroly při chůzi. Analýza SEMG má navíc potenciální diagnostickou kapacitu a poskytuje objektivní informace pro racionální plánování a monitorování účinků fyzikální terapie. Obzvláště pak pro hemiplegii, zejména v akutním stadiu, jsou typicky charakteristické asymetrické deficity, svalová slabost, potíže s produkcí volných pohybů, abnormální načasování aktivace svalů během chůze. Z těchto důvodů jsou techniky SEMG potřebné ke kvantifikaci intenzity svalových aktivací, porovnání časování aktivace pro jeden sval a posouzení symetrie chůze (Infarinato et al., 2021, s. 2).

Jedna z možností, jak využít SEMG, je k hodnocení efektu terapie, kdy dochází ke změření svalové aktivity před začátkem terapie a následně po ní. Právě tento způsob hodnocení přínosu terapie jsme v této práci zvolili a pomocí SEMG jsme hodnotili změny ve svalové aktivitě při chůzi. Stejnou metodu k hodnocení chůze použili Bourke et al. (2008, s. 681), kteří využili SEMG ke zkoumání svalové aktivity u pacientů po CMP. Jejich výsledky jsou v souladu s dalšími longitudinálními studiemi v oblasti rehabilitace po CMP. Ukázaly, že zlepšení schopnosti chůze je bez významných změn v načasování svalové aktivity v paretické DK a její synergie, ale silně závisí na zlepšené kontrole rovnováhy udržováním COP nad neparetickou DK. Ke stejnému závěru došli Den Otter et al. (2006, s. 14), kteří prokázali, že ke zlepšení rychlosti chůze a schopnosti chůze dochází bez signifikantních změn v časování svalové aktivity na EMG paretické DK. Tyto závěry jsou v souladu s naší studií, která rovněž nezjistila žádné významné rozdíly ve svalové aktivitě na paretické DK mezi prvním a druhým měřením (podrobněji popsáno v následujících podkapitolách).

V posledních letech vzrostl počet studií, zkoumající přínos roboticky asistované terapie (robotic-assisted gait training – RAGT) využitím SEMG (Calabrò et al., 2018, s. 1-16; Infarinato et al., 2021, s. 1-12; Tan et al., 2018, s. 1-12). Při posuzování účinků robotické intervence na symetrii mezi dolními končetinami byly významné rozdíly prokázány u svalové aktivity m. tibialis anterior (Infarinato et al., 2021, s. 1-12). Tento výsledek je v souladu se závěry studie Tan et al. (2018, s. 1-12), kteří zjistili, že terapie s využitím robotických exoskeletonů (Robotic Exoskeletons – EKSO) vede k podpoře neuromuskulární koordinace laterální symetrie během chůze. Ačkoli jsme v naší práci nezkoumali vliv roboticky asistované

terapie, stejně jako autoři předchozích studií jsme využili SEMG k hodnocení bilaterální symetrie mezi paretickou a neparetickou DK, což je blíže rozepsáno níže, v podkapitole, věnující se symetrii mezi dolními končetinami.

Pilkar, Ramanujam a Nolan (2017, s. 1-11) použili EMG ke kvantifikaci účinků funkční elektrické stimulace na aktivaci svalů během běžné chůze po dobu 6 měsíců. Kvantifikovali změny v aktivaci svalů kotníku u pacientů, kteří prošli chronickou fází CMP. Výsledky naznačují změny ve strategiích náboru motorických jednotek po použití stimulátoru poklesu nohy a stanovují účinnost stimulátoru jako rehabilitační intervence, která může kromě snížení poklesu chodidla podporovat motorické zotavení.

5.2 Další využití SEMG

Ze záznamu SEMG lze hodnotit svalové ko-kontrakce a synergie, čemuž se ve své práci věnovali Banks et al. (2017, s. 1-11). Posuzovali vztah mezi ko-kontrakcí svalů kotníku a zhoršením chůze po CMP. Na základě jejich systematické analýzy došli k závěru, že z důvodu velké heterogenity výzkumného souboru nelze dokázat, že ko-kontrakce je přítomna u všech pacientů po CMP. Ačkoli jejich data odhalují některé významné korelace, nejsou dostatečně silné, aby podpořily argument pro kauzální souvislost mezi ko-kontrakcí a narušenou biomechanickou funkcí.

Již v roce 1986 zkoumali Arsenault, Winter a Marteniuk rozdíly ve svalové aktivitě dolní končetiny mezi chůzí na chodbě a na páse. Navzdory očekávání, že interakce mezi pohybem pásu a končetinou subjektu při kontaktu s patou ovlivní výsledek EMG, přišli na překvapivý výsledek, že na profilu EMG jsou výsledné změny minimální. S výjimkou mírného zvýšení amplitudy EMG u m. biceps femoris se zdá, že běžecský pás má tendenci stabilizovat celkový svalový výsledek při chůzi pohodlným tempem (Arsenault, Winter a Marteniuk, 1986, s. 665-676). Také další studie, zkoumající rozdíl ve svalové aktivitě při chůzi na páse pomocí SEMG, došla k závěru, že aktivita m. tibialis anterior nevykazuje výrazné rozdíly mezi chůzí na páse a na zemi (Roeder, Boonstra a Kerr, 2020, s. 7). I přesto, že se celková percepční a kinestetická informace přijatá subjektem za těchto dvou různých typech chůze poměrně liší, (Arsenault, Winter a Marteniuk, 1986, s. 665-676), jsou subjekty chodící na páse schopny se jiným podmínkám přizpůsobit, aniž by došlo ke změně svalových strategií. Z hlediska hodnocení svalové aktivity se tedy zdá, že chodící pás, který jsme použili v našem experimentu, je vhodným nástrojem k hodnocení chůze.

5.3 Diskuze k výsledkům práce

Předmětem zkoumání této práce byla aktivita svalů na dolní končetině během chůze na páse a na chodbě před terapií a po jejím ukončení. Cílem bylo zjistit, zda na záznamu SEMG lze vidět změny ve svalové aktivitě při chůzi, pramenící z účinků terapie. Testované hypotézy se týkaly jak paretické, tak neparetické dolní končetiny a porovnávaly aktivitu daných svalů v různých situacích.

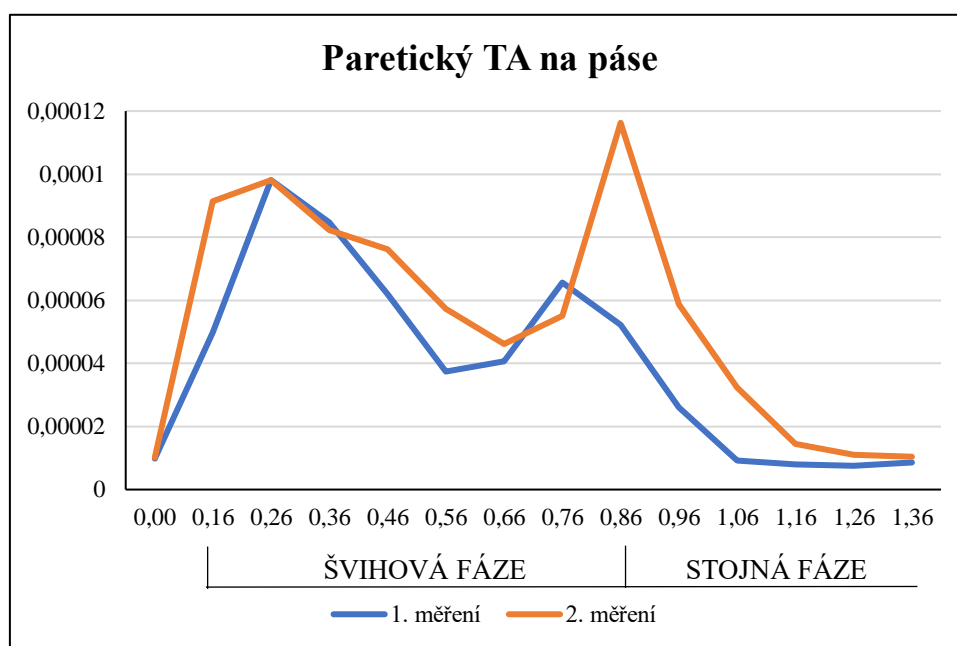
5.3.1 Svalová aktivita při chůzi na páse

Hypotézy H_{01} a H_{A1} byly zaměřeny na rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na páse mezi prvním a druhým měřením. Záměrem při porovnávání EMG záznamů bylo zjistit, zda se aktivita svalů při prvním měření chůze na páse liší od druhého měření.

Na obrázku 4 (s. 40) můžeme sice vidět, že aktivita paretického m. tibialis anterior byla při druhém měření, tedy po ukončení rehabilitace, nižší; tento rozdíl však nebyl statisticky významný. Tento snižující se trend můžeme pozorovat i u m. biceps femoris. U m. rectus femoris a m. gastrocnemius medialis je trend opačný, ale z grafu je možné vyčíst jen minimální rozdíly v průměrné aktivitě.

Den Otter et al. (2006) ve své práci taktéž zabývali účinky terapie na aktivitu svalů dolní končetiny. Ta byla měřena na 5 jednotlivých sezeních (první co nejdříve po přijetí na oddělení a poté 1., 3., 6. a 10. týden od prvního měření) během chůze na páse. K tomu byly při každé kontrole provedeny testy na hodnocení mobility a ambulantní nezávislosti a byla určena maximální možná rychlost chůze. EMG vzorce během prvního hodnocení ukázaly řadu abnormalit na paretické straně, jmenovitě abnormálně dlouhé trvání aktivity u biceps femoris během stojné fáze a u gastrocnemius medialis během první fáze dvojité opory. Časem se úroveň ambulantní nezávislosti, pohyblivosti těla a maximální rychlosti chůze významně zvýšila, což naznačuje, že došlo k podstatnému zlepšení schopnosti chůze. Přes tato zlepšení nedošlo během rehabilitace ke statisticky významné změně v trvání svalové aktivity ani v úrovni asymetrie švihové fáze (Den Otter et al., 2006, s. 4-15). V kontrastu s těmito výsledky stojí studie Laufer et al. (2001), kteří mimo jiné posuzovali vliv terapie na chodícím páse na aktivitu m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis. Ti dospěli k významnému zvýšení aktivity m. gastrocnemius medialis, což může znamenat posílení a lepší práci tohoto svalu (Laufer et al., 2001, s. 69-78).

Ačkoli nedošlo k žádné signifikantní změně mezi prvním a druhým měřením, na obrázku 12 můžeme jako důsledek proběhlé terapie vidět optimalizaci křivky EMG záznamu. Tento graf je ilustrativním vzorkem a zobrazuje změnu aktivity m. tibialis anterior při chůzi na páse u jednoho probanda. Roeder, Boonstra a Kerr (2020) ve své práci popsali aktivitu m. tibialis anterior při krokovém cyklu chůze na páse (pro lepší srozumitelnost popsáno na krokovém cyklu pravé dolní končetiny, PDK). Po úderu paty PDK dochází před začátkem švihové fáze levé dolní končetiny (LDK) k nárůstu aktivity kontralaterálního m. tibialis anterior. Během střední švihové fáze aktivita poklesne, a poté dochází k opětovnému zvýšení aktivity až k maximálním hodnotám, kdy levostranný m. tibialis anterior excentricky brzdí pohyb špičky při úderu paty LDK. V průběhu stojné fáze je aktivita minimální a opět vzroste před odlepením palce LDK v předšvihové fázi (Roeder, Boonstra a Kerr, 2020, s. 7). Na obrázku 12 můžeme při prvním měření pozorovat nižší aktivitu během terminální švihové fáze, zatímco při druhém měření již sledujeme přiblížení se fyziologické křivce popsané výše, s maximem při úderu paty druhostranné DK.



Obrázek 12 Aktivita paretického m. tibialis anterior při chůzi na páse během jednoho krokového cyklu u jednoho probanda (zrektifikovaný a vyhlazený EMG záznam; fáze krokového cyklu orientačně popsány u 2. měření)

Přínos terapie s využitím chodícího pásu zkoumalo více studií. Po terapii na páse s odlehčením bylo zjištěno signifikantní zvýšení rychlosti chůze. Také bylo pozorováno

zlepšení délky dvojkroku a stability (Mao et al., 2015, s. 1-10; Dean et al., 2010, s. 97-103; Chung a Lee, 2013, s. 39-43).

Na neparetické dolní končetině lze vidět, že práce svalů je skoro bez rozdílu (viz obrázek 5, s. 41). Výraznější změna může být pozorována pouze u m. tibialis anterior, u kterého při druhém měření došlo ke zvýšení aktivity. Tato změna však nebyla významně signifikantní.

Ze zobrazených směrodatných odchylek na obrázku 4 (s. 40) můžeme pozorovat vysokou variabilitu ve výsledných průměrech svalové aktivity, což znemožnilo dojít k jednoznačnému závěru ohledně změny mezi prvním a druhým měřením. Značné rozdíly byly změřeny u m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině. Stejnou tendenci můžeme sledovat u m. rectus femoris na neparetické straně (obrázek 5, s. 41), kde se jednotlivé hodnoty svalové aktivity pohybovaly v rozmezí od 2,83 do 12,22 μ V. Velkou heterogenitu ve vzorcích EMG zjistili ve své studii také Banks et al. (2017, s. 1-11), kdy se kvůli ní neobjevil žádný zřetelný společný vzor společné kontrakce, nebo Laufer et al. (2001, s. 69-78), u kterých velká variabilita ovlivnila schopnost dosáhnout statisticky významnějšího závěru ohledně naměřených výsledků.

5.3.2 Vliv terapie na zlepšení chůze

V hypotézách H_{02} a H_{A2} byla porovnávána svalová aktivita u m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na chodbě před začátkem komplexní rehabilitace a při jejím ukončení. Při testování pomocí klinických testů 10MWT a TUG byla měřena aktivita pomocí EMG s cílem zjistit, zda došlo k významným změnám u testovaných svalů.

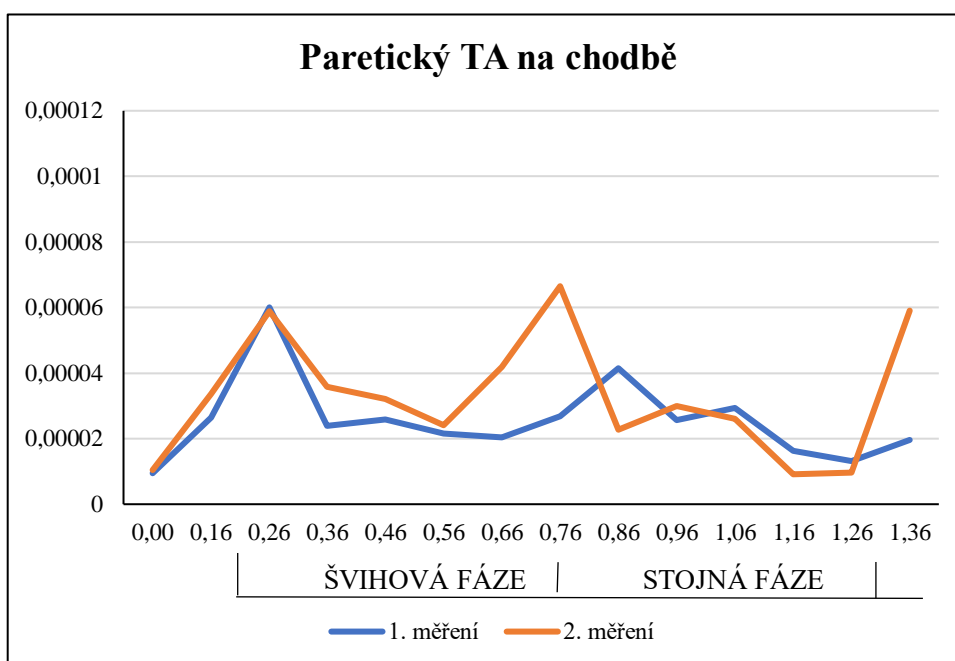
Z tabulky 5 (s. 39) můžeme vyčíst, že k významnému snížení průměrné aktivity mezi dílčími měřeními došlo u neparetického m. biceps femoris. Bylo zjištěno, že ve chvíli, kdy je paretická končetina v předšvihové fázi, dochází ke zvýšené aktivitě kontralaterálních hamstringů, které kompenzují nedostatečnou dopřednou hnací sílu paretické končetiny (Raja, Neptune a Kautz, 2012, s. 1027). To, že v této práci bylo prokázáno snížení aktivity nepostiženého m. biceps femoris, může znamenat, že během terapie došlo ke zlepšení svalové práce a koordinace pohybu na paretické končetině.

Při porovnávání prvního a druhého měření chůze na chodbě se aktivita m. rectus femoris snížila. Ačkoli tato změna nebyla signifikantní ($p=0,093$), v případě většího testovaného souboru by signifikantně vyjít mohla. Toto snížení aktivity může znamenat méně svalové práce pro paretickou DK, respektive snížení extenční složky chůze. Stoquart et al. (2008) ve své studii zkoumali vliv aplikace botulotoxinu do m. rectus femoris na sníženou schopnost flexe kolene, vzniklou na bázi hyperaktivity tohoto svalu, projevující se ztuhlým kolenním kloubem během

švihové fáze. Ukázali, že snížením aktivity m. rectus femoris došlo ke zvětšení flexe kolenního kloubu a její rychlosti a k redukci energetických nákladů, potřebných k vykonání chůze (Stoquart et al., 2008, s. 56-61).

Laufer et al. (2001) se ve své práci věnovali porovnávání změn svalové aktivity nejen u chůze na páse, ale i na chodbě. Trénink chůze kontrolní skupiny spočíval v chůzi na chodbě pohodlnou rychlostí pomocí pomůcek pro chůzi, asistence a odpočinku podle potřeby. V průběhu testování chůze na chodbě při srovnání výsledků před a po terapii došlo k významnému zvýšení aktivity m. tibialis anterior, což může značit posílení a zlepšení koordinace tohoto svalu (Laufer et al., 2001, s. 69-78).

Na obrázku 13 je zobrazen vyhlazený a zrektifikovaný EMG záznam svalové aktivity paretického m. tibialis anterior při prvním a druhém měření na chodbě u jednoho probanda. Ačkoli nedošlo k signifikantnímu rozdílu mezi prvním a druhým měřením na chodbě, na tomto demonstračním obrázku můžeme pozorovat optimalizaci aktivity, viditelnou skrz zlepšení linie křivky. U nedávno proběhlých studií se ukázalo, že aktivita m. tibialis anterior při běžné chůzi je velmi podobná aktivitě při chůzi na páse a byly zjištěny jen nevýznamné rozdíly mezi těmito stereotypy (Roeder, Boonstra a Kerr, 2020, s. 7; Kautz et al., 2011, s. 759). Proto lze pro popis fyziologického časování aktivity m. tibialis anterior při chůzi na chodbě použít rozbor krokového cyklu na páse, charakterizovaný na s. 49. Na základě tohoto popsaného stereotypu



Obrázek 13 Aktivita paretického m. tibialis anterior při chůzi na páse během jednoho krokového cyklu u jednoho probanda (zrektifikovaný a vyhlazený EMG záznam; fáze krokového cyklu orientačně popsány u 2. měření)

můžeme analyzovat změnu aktivity m. tibialis anterior z grafu na obrázku 13 (s. 51). V rámci prvního měření byla snímaná aktivita během úderu paty paretické DK na začátku stojné fáze nižší, což značí omezenou schopnost excentrické kontrakce při brzdění dopadu špičky. Zatímco při začátku švihové fáze byla aktivita při prvním a druhém měření skoro stejná (čas 0,26), u druhého měření došlo ke zvýšení aktivity m. tibialis anterior v průběhu počátečního kontaktu stojné fáze (čas 0,76). Výsledná EMG křivka při druhém měření poukazuje na zlepšení svalové práce, optimalizaci řízení a koordinace pohybu na paretické DK, a touto změnou se přiblížila k fyziologické normě. Ke stejnému výsledku došli Buurke et al. (2008, s. 676-683), kteří došli k závěru, že zlepšení rychlosti a schopnosti chůze se dostaví bez signifikantních změn na EMG. Mimo to však poukázali na zlepšení křivky (přiblížení se fyziologické normě) na EMG u m. semitendinosus na neparetické straně.

5.3.3 Symetrie dolních končetin při chůzi na páse

V rámci hypotéz H_{03} a H_{A3} jsme posuzovali změny aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou končetinou během prvního a druhého měření chůze na páse.

Hemiparetická chůze je oproti normální asymetrická a přerušovaná. U normální chůze obě dolní končetiny přenáší váhu rovnoměrně a se stejnou dobu strávenou na jedné končetině. U hemiparetické chůze má preference pacienta, nesoucího váhu na neparetické končetině kvůli slabosti paretické, za následek významnou asymetrii. Stojná fáze na paretické straně je krátká a náhlá, a nepřipravuje tělo na postup vpřed (Roth et al. 1997).

Předpokladem této práce bylo, že při prvním měření budou nalezeny rozdíly, u kterých následně díky proběhlé rehabilitaci dojde k redukci či vymizení. V průběhu prvního měření chůze na páse však nebyly zjištěny žádné významné rozdíly mezi aktivitou paretické a neparetické DK. Přestože byla svalová aktivita na paretické DK vyšší než na neparetické straně, jak můžeme vidět na obrázku 9 (s. 43), žádný rozdíl nebyl statisticky významný. K poměrně neočekávanému zjištění došlo při porovnávání aktivity mezi dolními končetinami u druhého měření na páse, kde bylo dosaženo signifikantně významného rozdílu u m. gastrocnemius medialis. U ostatních svalů (viz obrázek 8, s. 42) byl podobný trend a nedošlo k očekávané redukci rozdílu mezi DK. Zajímavá byla změna u paretického m. tibialis anterior, jehož aktivita při druhém měření byla oproti prvnímu významně snížena, a na rozdíl od zbývajících svalů byla nižší, než aktivita druhostranného m. tibialis anterior. Vysvětlením této změny může být fakt, že při chůzi na páse dochází ke změně mechanismu chůze,

projevujícím se sníženou dorsální flexí nohy, což je ve shodě se závěry studie, provedené Kautz et al. (2011, s. 760).

Setrvávání obdobných rozdílů před a po terapii naznačuje, že aktivita svalů při chůzi na páse může být ovlivněna mnoha faktory, na které je potřeba brát zřetel. Ačkoli se může zdát práce svalů lepší nebo efektivnější, nemusí to nutně znamenat zlepšení a naopak. Třebaže chodící pás nabízí pohodlné a kontrolované prostředí pro studium lidské chůze, studie Alton et al. (1998) ukázala významné rozdíly mezi rozsahem pohybu kyčle, maximálním úhlem flexe kyčle, délkou trvání stejné fáze a kadencí během chůze na běžeckém pásu a na chodbě. Tyto významné rozdíly mohly být způsobeny tím, že subjekty nebyly zvyklé chodit na běžeckém pásu (Alton et al., 1998, s. 434-440). V souladu s těmito výsledky jsou závěry studie Kautz et al. (2011), kteří mimo snížení extenze v KYK, flexe v KOK a DF nohy zjistili, že chůze na páse byla pomalejší, s kratšími kroky a s více času stráveným ve fázi dvojité opory. Také našli silný důkaz, že chůze na páse u pacientů po CMP zvýšila asymetrii délky kroku. Navíc přišli na to, že zvýšená asymetrie délky kroku pozorovaná během chůze na páse byla velmi podobná zvýšené asymetrii délky kroku pozorované během nejrychlejší chůze na chodbě. Toto zjištění naznačuje, že chůze na páse byla výzvou podobnou co nejrychlejší chůzi a prohloubila stávající nedostatek motorické kontroly u hemiparetických subjektů (Kautz et al., 2011, s. 756-764).

Ve studiích, zabývajících se symetrií DKK při chůzi na páse u pacientů po CMP, nebylo pro její zhodnocení použito SEMG, ale byla zkoumána za pomoci jiných kinematických metod a analýz. Například Park et al. (2015) posuzovali symetrii chůze pomocí indexu symetrie stejné fáze a délky kroku. Na postižené straně bylo při chůzi na páse s odlehčením zjištěno významné prodloužení stejné fáze, délky kroku a indexu symetrie stejné fáze. Kvantitativní počítačovou analýzu chůze k hodnocení symetrie využili Gama et al. (2017). Za pomoci silové plošiny a kamerového systému, získávajícího data z reflexních značek na dominantních místech na těle, měřili změnu časoprostorových charakteristik chůze po šesti týdnech terapie u chůze na páse a na chodbě. U chůze na páse došlo k nárůstu délky kroku na obou DKK a k prodloužení stejné fáze na paretické končetině. Zlepšení symetrie v délce kroku paretické a neparetické končetiny bylo pozorováno pouze u chůze na chodbě (Gama et al., 2017, s. 738-745).

Na grafech (obrázek 8 a 9, s. 42-43) můžeme opět pozorovat velké rozpětí směrodatných odchylek, poukazující na značnou variabilitu jednotlivých hodnot, která omezuje schopnost vyvodit jednoznačné a statisticky významné závěry. Velkou variabilitu ve vzorech asymetrie pozorovali ve své práci také Kim a Eng (2003, s. 23-28), kteří ji zdůvodnili kompenzačními

mechanismy, mezi které patří prodloužení či zkrácení délky kroku paretické či neparetické končetiny, mající vliv na bilaterální symetrii.

5.3.4 Svalová aktivita na paretické a neparetické dolní končetině při chůzi na chodbě

Hypotézy H_04 a H_{A4} se zabývaly rozdíly ve svalové aktivitě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na chodbě. Konkrétně byla aktivita měřena u m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris během prvního a druhého měření.

Ze statistického zpracování dat vyplynulo, že signifikantně významný rozdíl mezi paretickou a neparetickou končetinou byl stanoven během prvního měření chůze na chodbě u m. gastrocnemius medialis (viz obrázek 10, s. 43). Jeho průměrná aktivita byla na paretické DK významně vyšší než na neparetické straně. Kromě m. tibialis anterior, kde byla aktivita na paretické DK nižší, můžeme u ostatních svalů při prvním měření pozorovat stejnou tendenci. Fakt, že svaly na paretické DK musí k provedení pohybu vykázat vyšší aktivitu, potvrzuje předpoklad, že jejich řízení bylo poškozeno a jejich koordinace a fyziologický vzorec načasování aktivity patologicky změněny.

V souladu s touto skutečností je studie provedená autory Balasubramanian, Neptune a Kautz (2009), srovnávající chůzi u pacientů po CMP s chůzí u zdravých jedinců. U pacientů po CMP zjistili značné rozdíly mezi DKK ve variabilitě ve švihové a předšvihové fázi, což naznačuje přímou souvislost mezi základním poškozením paretické nohy a variabilitou kroků. Variabilita délky trvání švihu na paretické straně byla větší než na neparetické a tento rozdíl byl největší u nejvíce postižených jedinců. Zvýšená variabilita kroku paretické nohy po CMP může souviset s neuromuskulárními poruchami, jako jsou změněné nervové vstupy do nervových center v míše na hemiparetické straně, změněné účinky aferentní zpětné vazby na paretickou DK a porucha koordinace mezi končetinami během chůze (Balasubramanian, Neptune a Kautz, 2009, s. 408-414).

Je příznivé, že při druhém měření byl rozdíl mezi paretickým a neparetickým m. gastrocnemius medialis redukován, a nebyl již shledán významným (viz obrázek 11, s. 44). Také u ostatních svalů došlo ke snížení odlišností mezi oběma končetinami a výsledná svalová aktivita je takřka stejná. Tato minimalizace asymetrie tak může být objektivním důkazem úspěšnosti terapie. Tyto výsledky jsou ve shodě se závěry studie Infarinato et al. (2021), kteří prokázali zlepšení bilaterální symetrie u m. tibialis anterior po proběhlé třítydenní terapii, sestávající se z denní kovenční terapie a roboticky asistovaného tréninku. Také u m. biceps femoris došlo ke zlepšení symetrie, nicméně tato změna nebyla signifikantní (Infarinato et al., 2021, s. 1-12).

5.4 Přínos pro praxi

Nedílnou součástí rehabilitace chůze u pacientů po CMP se stalo využití chodícího pásu. V naší práci jsme se mimo jiné zabývali chůzí na páse a jejím vlivem na svalovou aktivitu, kdy jsme pomocí SEMG hodnotili svalovou aktivitu před a po terapii. Během 21. století prošla elektromyografie značným vývojem. Za tu dobu se její použití značně zjednodušilo, a zlepšila se také její aplikovatelnost i na méně specializovaných oddělení. Analýza svalové aktivity pomocí SEMG má potenciální diagnostickou kapacitu a poskytuje objektivní informace pro racionální plánování a monitorování účinků fyzikální terapie (Infarinato et al., 2021, s. 2). Mnoho studií se podobně jako naše práce zaměřilo na hodnocení efektu terapie pomocí SEMG (Buurke et al., 2008; Den Otter et al., 2006; Pilkar, Ramanujam a Nolan, 2017; Swank et al., 2020; Infarinato et al., 2021).

V této práci jsme zkoumali, zda jsou účinky terapie pozorovatelné při chůzi na chodbě a na páse snímáním svalové aktivity za pomoci SEMG. Je důležité, aby byla terapie složena z různých terapeutických technik a přístupů, včetně využití moderních přístrojových metod, a byla spojena v komplexní celek, vedoucí k úspěšné léčbě a maximální možné obnově poškozených funkcí. Díky získaným výsledkům jsme zjistili, že takto kombinovaná terapie má pozitivní vliv na svalovou aktivitu a zlepšení schopnosti chůze u pacientů po CMP.

Ačkoli výsledky mezi prvním a druhým měřením chůze na páse nevyšly signifikantně, poukázaly na fakt, že změny, které sice v celkovém obrazu nebyly pozorovatelné, byly u jednotlivých probandů viditelné v průběhu křivky zpracovaného EMG signálu.

Výzkum prokázal, že před začátkem terapie jsou na záznamu SEMG mezi paretickou a neparetickou DK přítomny podstatné rozdíly v aktivitě svalů, u kterých došlo zásluhou léčebného programu k redukci. Tímto zjištěním jsme byli v souladu s citovanými studiemi.

SEMG je vhodným nástrojem pro hodnocení chůze jak při chůzi na páse, tak i na chodbě, a to za dodržení předem daných oficiálních postupů a zásad měření. Tento moderní diagnostický nástroj tak může být dobrým pomocníkem, vizualizujícím aktuální stav nejen terapeutovi, ale i pacientovi, a tím být prostředkem ke zprostředkování zpětné vazby a ke zvýšení motivace.

5.5 Limity studie

Největším limitem této práce je nízký počet probandů, účastnících se výzkumu, což je skutečnost, ovlivněná celosvětovou pandemií a následným nouzovým stavem, způsobené šířením viru SARS-CoV-2. Z tohoto důvodu bylo uzavřeno rehabilitační oddělení a kineziologická laboratoř FNOL, a tím nám bylo znemožněno získat početnější výzkumný soubor. I když jsme dokázali v rámci výsledků měření signifikantní změny, nelze prokázat jejich obecnou platnost a vztahovat je na celou populaci.

Mezi další limity jednoznačně patří homogenita našeho souboru. Poměr muži:ženy nebyl 50:50, což by bylo k získání větší objektivitu vhodnější. Výzkumu se účastnilo 6 mužů a pouhé dvě ženy. Dále měla většina probandů pravostrannou hemiparézu a jen jeden levostrannou. Dalším možným faktorem, ovlivňující výsledky mohla být nespecifičnost našeho souboru, ve smyslu zasaženého povodí. Pro budoucí studie by bylo příznačné zamerit se na tento aspekt a upravit vstupní kritéria tak, aby všichni probandi měli postižení ve stejném povodí, a tím prozkoumat vliv tohoto faktoru na výsledné změny.

Do limitů můžeme také zařadit nestejně časové období mezi dílčími měřeními. Tento časový úsek se odvíjel podle doby hospitalizace na rehabilitačním oddělení. Proto se čas mezi měřeními u jednotlivých probandů pohyboval v rozmezí od 3-22 dnů v závislosti na individuálních potřebách a délce léčebného programu u pacientů. Z důvodu zaměření naší práce na zkoumání vlivu absolvované terapie na aktivitu svalů na dolních končetinách během chůze, je tento aspekt poměrně klíčovým nedostatkem. Tuto okolnost jsme mohli ovlivnit stanovením minimální doby mezi prvním a druhým měřením, a tím zvýraznit účinky proběhlé terapie.

Jako limit se dá označit samotné využití SEMG jakožto nástroje k hodnocení svalové aktivity. Ačkoli při zachování daného postupu a instrukcí je zcela jistě validním nástrojem k měření svalové aktivity, palpace břicha požadovaného svalu je čistě subjektivní záležitostí, která závisí na schopnostech a zkušenostech terapeuta. Taktéž mohlo dojít k ovlivnění výsledného signálu snímáním aktivity okolních svalů, nebo zvýšenou potivostí pacienta.

Někteří pacienti neměli před prvním měření chůze na páse žádné předchozí zkušenosti s tímto terapeutickým prostředkem, což mohlo vést ke změně výsledných dat, která mohla reflektovat diskomfort subjektu a zhoršenou adaptaci svalů při chůzi na páse.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit svalovou aktivitu dolních končetin při chůzi na chodbě a na páse u pacientů v subakutní fázi cévní mozkové příhody, a tím objektivizovat změny, kterých bylo dosaženo komplexní rehabilitací. V rámci terapie podstoupili jednotliví probandi jak konvenční trénink chůze v kombinaci s terapií na neurofyziologickém podkladě, tak i trénink s využitím chodícího pásu. Ukázalo se, že na záznamu SEMG lze pozorovat změny ve svalové aktivitě, které prokazují účinnost terapie.

Ke statisticky významné změně ve svalové aktivitě došlo u neparetického m. biceps femoris při druhém měření chůze na chodbě oproti prvnímu před zahájením terapie na oddělení. Jeho aktivita byla výrazně nižší při ukončení rehabilitačního programu, což může znamenat, že během terapie došlo ke zlepšení svalové práce a koordinace pohybu na paretické končetině, a tím mohlo dojít ke snížení kompenzační hyperaktivity svalů na neparetické straně.

Významný rozdíl byl pozorován mezi m. gastrocnemius medialis na paretické a neparetické DK při chůzi na chodbě, kdy při prvním měření byla svalová aktivita asymetrická, zatímco během druhého měření došlo ke srovnání bilaterálních diferencí a ke zvýšení symetrie mezi paretickou a neparetickou DK.

Ačkoli nedošlo k signifikantně významným rozdílům ve svalové aktivitě mezi prvním a druhým měřením chůze na páse, u jednoho probanda můžeme na záznamu SEMG pozorovat zlepšení aktivity měřených svalů skrz optimalizaci EMG křivky a její přiblížení k fyziologické normě. Z toho lze vyvodit závěr, že i když při zprůměrování dosažených hodnot a jejich vztažení na celý výzkumný soubor nedochází k signifikantním změnám, kvůli velké variabilitě, SEMG dokáže zobrazit změny u jednotlivců a tím být užitečným nástrojem při hodnocení chůze u pacientů po CMP.

Výsledky této práce potvrdily, že komplexní rehabilitací po CMP lze dosáhnout zlepšení ve svalové aktivitě při chůzi, které lze objektivizovat pomocí SEMG. Chodící pás je nejen vhodným terapeutickým prostředkem, sloužícím k oslovení neuroplasticity a k vytvoření multisenzorického prostředí, ale i dobrým nástrojem při hodnocení chůze.

Pro budoucí výzkum by bylo vhodné určit přesný časový úsek mezi prvním a druhým měřením, aby byl vliv terapie lépe pozorovatelný, a také zahrnout větší počet probandů do výzkumného souboru k lepšímu využití výsledků a aplikování do klinické praxe.

Referenční seznam

ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S., MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 13(6), 434-440 [cit. 2021-5-1]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(98)00012-6.

American Thoracic Society. 2002. ATS Statement. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 166(1), 111-117 [cit. 2021-03-03]. ISSN 1073-449X. Dostupné z: doi:10.1164/ajrccm.166.1.at1102.

ARSENAULT, A. B., WINTER, D. A., MARTENIUK, R. G. 1986. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* [online]. 29(5), 665-676 [cit. 2021-4-29]. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi:10.1080/00140138608968301.

BAKER, R. 2006. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 3(1) [cit. 2020-01-16]. ISSN 17430003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-4.

BAKER, R., ESQUENAZI, A., BENEDETTI, M. G., DESLOOVERE, K. 2016. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 52(4) [cit. 2020-01-16]. Dostupné z: minervamedica.it/en/getfreepdf/m1RyFxl9j6ogaub%252F5zC%252BEaumNGRHXTt0yKuCnit2IbhcTa%252BFV4P9hUtdTM4UvAC3xIfKVnnE5h3EtCib%252B8JP8Q%253D%253D/R33Y2016N04A0560.pdf.

BALABAN, B., TOK, F. 2014. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 6(7), 635-642 [cit. 2020-11-16]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2013.12.017.

BALASUBRAMANIAN, C. K., NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A. 2009. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture* [online]. 29(3), 408-414 [cit. 2021-5-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.10.061.

BANKS, C. L., HUANG, H. J., LITTLE, V. L., PATTEN, C. 2017. Electromyography Exposes Heterogeneity in Muscle Co-Contraction following Stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. (8) [cit. 2021-04-20]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2017.00699.

BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ, J., ZELENÁ, A. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.

BEER, R., DEWALD, J., RYMER, Z. 1999. Chapter 42 Disturbances of Voluntary Movement Coordination. In: BINDER, M. D. (ed.). *Stroke: Problems of Planning or Execution?. Peripheral and Spinal Mechanisms in the Neural Control of Movement* [online]. Elsevier, s. 455-460 [cit. 2021-02-24]. Progress in Brain Research. ISBN 9780444502889. Dostupné z: doi:10.1016/S0079-6123(08)62881-2.

BELDA-LOIS, J. M., MOLINARI, M., TAMBURELLA, F., RAMOS, A., CARIA, A., SOLIS-ESCALANTE, T., BRUNNER, C. a REA, M. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(1) [cit. 2020-12-19]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-8-66.

BERNSTEIN, R. A., CHANG, P. 2019. Cerebrovascular Disease: Hemorrhagic Stroke. In: BRUST, J. C. M. *Current Diagnosis & Treatment Neurology*. (3). New York: McGraw-Hill Education, ISBN 978-1259835315.

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 335-355 [cit. 2020-01-15]. ISSN 09877053. Dostupné z doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.

BUMA, F. E., LINDEMAN, E., RAMSEY, N. F., KWAKKEL, G. 2010. Review: Functional Neuroimaging Studies of Early Upper Limb Recovery After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(7), 589-608 [cit. 2021-5-21]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968310364058.

BUMA, F., KWAKKEL, G., RAMSEY, N. 2013. Understanding upper limb recovery after stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 31(6), 707-722 [cit. 2021-03-04]. ISSN 09226028. Dostupné z: doi:10.3233/RNN-130332.

BUURKE, J. H., NENE, A. V., KWAKKEL, G., ERREN-WOLTERS, V., IJZERMAN, M. J., HERMENS, H. J. 2008. Recovery of Gait After Stroke: What Changes? *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 22(6), 676-683 [cit. 2020-01-15]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968308317972.

CALABRÒ, R. S., NARO, A., RUSSO, M., BRAMANTI, P., CARIOTI, L., BALLETTA, T., BUDA, A., MANULI, A., FILONI, S., BRAMANTI, A. 2018. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 15(1) [cit. 2021-04-14]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-018-0377-8.

CAPLAN, L. R. 2005. *Stroke*. New York: Demos Health. American Academy of Neurology. ISBN 193260314X.

CARMICHAEL, S. T. 2006. Cellular and molecular mechanisms of neural repair after stroke: Making waves. *Annals of Neurology* [online]. 59(5), 735-742 [cit. 2021-02-24]. ISSN 03645134. Dostupné z: doi:10.1002/ana.20845.

CENGIĆ, L., VULETIĆ, V., KARLIĆ, M., DIKANOVIĆ, M., DEMARIN, V. 2011. Motor and cognitive impairment after stroke. *Acta clinica Croatica* [online]. 50(4), 463-467 [cit. 2020-11-20]. ISSN 03539466. Dostupné z: https://hrcak.srce.hr/index.php?show=clanak&id_clanak_jezik=125803.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds [online]. 22(1), 51-56 [cit. 2020-01-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009.

CHERNI, Y., BEGON, M., CHABABE, H., MOISSENET, F. 2017. Use of electromyography to optimize Lokomat[®] settings for subject-specific gait rehabilitation in post-stroke hemiparetic patients: A proof-of-concept study. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 47(4), 293-299 [cit. 2021-4-26]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2017.01.008.

CHUNG, J. a LEE, B. 2013. The effects of treadmill training on dynamic balance and gait function in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Physical Therapy Rehabilitation*

Science [online]. (2), 39-43 [cit. 2021-4-30]. ISSN 2287-7584. Dostupné z: doi:10.14474/ptrs.2013.2.1.39.

COLLEN, F. M., WADE, D. T., BRADSHAW, C. M. 2009. Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment and disability. *International Disability Studies* [online]. 12(1), 6-9 [cit. 2021-03-03]. ISSN 0259-9147. Dostupné z: doi:10.3109/03790799009166594.

DEAN, C. M., ADA, L., BAMPTON, J., MORRIS, M. E., KATRAK, P. H., POTTS, S. 2010. Treadmill walking with body weight support in subacute non-ambulatory stroke improves walking capacity more than overground walking: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy* [online]. 56(2), 97-103 [cit. 2021-4-30]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi:10.1016/S1836-9553(10)70039-4.

DE LUCA, R., LEONARDI, S., SPADARO, L., RUSSO, M., ARAGONA, B., TORRISI, M., MAGGIO, M. G., BRAMANTI, A., NARO, A., DE COLA, M. C., CALABRÒ, R. S. 2018. Improving Cognitive Function in Patients with Stroke: Can Computerized Training Be the Future? *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 27(4), 1055-1060 [cit. 2020-11-18]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.11.008.

DEN OTTER, A., GEURTS, A., MULDER, T., DUYSSENS, J. 2006. 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]. 117(1), 4-15 [cit. 2021-04-17]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2005.08.014.

DUNN, A., MARSDEN, D. L., NUGENT, E., VAN VLIET, P., SPRATT, N. J., ATTIA, J., CALLISTER, R. 2015. Protocol Variations and Six-Minute Walk Test Performance in Stroke Survivors: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Stroke Research and Treatment* [online]. 1-28 [cit. 2021-03-03]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2015/484813.

EVANS, M. D., M. D., GOLDIE, P. A., HILL, K. D. 1997. Systematic and random error in repeated measurements of temporal and distance parameters of gait after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 78(7), 725-729 [cit. 2021-03-03]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(97)90080-0.

GAMA, G. L., CELESTINO, M. L., BARELA, J. A., FORRESTER, L., WHITALL, J., BARELA, A. M. 2017. Effects of Gait Training With Body Weight Support on a Treadmill

Versus Overground in Individuals With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 98(4), 738-745 [cit. 2021-5-14]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2016.11.022.

GIULIANI, C. A. 1990. Adult hemiplegic gait. In: SMIDT, G. L., ed. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, xviii, 329 s. Clinics in physical therapy. ISBN 0-443-08663-X.

GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A., EVANS, O. M. 1996. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(10), 1074-1082 [cit. 2021-03-03]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(96)90072-6.

GREENBERG, D. A., AMINOFF, D. A., SIMON, M. J. c2012. *Clinical neurology*. 8th ed. New York: McGraw-Hill, Lange medical book. ISBN 978-0-07-179284-4.

GRYSIEWICZ, R. A., THOMAS, K., PANDEY, D. K. 2008. Epidemiology of Ischemic and Hemorrhagic Stroke: Incidence, Prevalence, Mortality, and Risk Factors. *Neurologic Clinics* [online]. 26(4), 871-895 [cit. 2020-11-10]. ISSN 07338619. Dostupné z: doi:10.1016/j.ncl.2008.07.003.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., RENSINK, M., SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for Patients With Stroke: A Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 21(3), 197-210 [cit. 2020-12-18]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr2103-197.

HAN, P., ZHANG, W., KANG, L., MA, Y., FU, L., JIA, L., YU, H., CHEN, X., HOU, L., WANG, L., YU, X., KOHZUKI, M., GUO, Q. 2017. Clinical Evidence of Exercise Benefits for Stroke. In: XIAO, J. ed. *Exercise for Cardiovascular Disease Prevention and Treatment*. [online]. Singapore: Springer Singapore, s. 131-151. [cit. 2021-04-09] *Advances in Experimental Medicine and Biology*. ISBN 978-981-10-4303-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-981-10-4304-8_9.

HERZIG, R., VLACHOVÁ, I. 2007. Cévní onemocnění mozku a míchy. In: KAŇOVSKÝ, P., HERZIG, R. *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, s. 25-56. ISBN 978-80-244-1664-9.

INFARINATO, F., ROMANO, P., GOFFREDO, M., OTTAVIANI, M., GALAFATE, D., GISON, A., PETRUCCELLI, S., POURNAJAF, S., FRANCESCHINI, M. 2021. Functional Gait Recovery after a Combination of Conventional Therapy and Overground Robot-Assisted Gait Training Is Not Associated with Significant Changes in Muscle Activation Pattern: An EMG Preliminary Study on Subjects Subacute Post Stroke. *Brain Sciences* [online]. 11(4) [cit. 2021-04-17]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci11040448.

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton, 231 s. ISBN 978-80-7387-107-9.

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

KAUTZ, S. A., BOWDEN, M. G., CLARK, D. J., NEPTUNE, R. R. 2011. Comparison of Motor Control Deficits During Treadmill and Overground Walking Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 25(8), 756-765 [cit. 2021-5-12]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968311407515.

KIM, C. M. a ENG, J. J. 2003. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture* [online]. (1), 23-28 [cit. 2021-5-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(02)00122-4.

KIRTLEY, C. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, xii, 316 s. ISBN 0-4431-0009-8.

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

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ M., STACHO J., SZMEKOVÁ L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci: možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Třetí, přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén, x, 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2. KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 82 s. Skripta. ISBN 978-80-244-2762-1.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 80/113(5), 521-526 [cit. 2020-12-19]. ISSN 12107859. Dostupné z: doi 10.14735/amcsnn2017521.

KUKOLOVÁ, B., KAŇOVSKÝ, P. 2019. Časoprostorové změny, možnosti analýzy a komplexní terapie stoje a chůze na dynamickém chodníku u pacientů trpících spasticitou dolní končetiny (po iktu). *Neurologie pro praxi* [online]. 20(6), 467-474 [cit. 2021-04-17]. Dostupné z: https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201906-0012_casoprostorove_zmeny_moznosti_analyzy_a_komplexni_terapie_stoje_a_chuze_na_dynamickem_chodniku_u_pacientu_trpi.php.

LANGHORNE, P., BERNHARDT, J., KWAKKEL, G. 2011. Stroke rehabilitation. *The Lancet* [online]. 377(9778), 1693-1702 [cit. 2021-03-04]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(11)60325-5.

LANGHORNE, P., COUPAR, F., POLLOCK, A. 2009. Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology* [online]. 8(8), 741-754 [cit. 2021-03-04]. ISSN 14744422. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(09)70150-4.

LAUFER, Y., DICKSTEIN, R., CHEFEZ, Y., MARCOVITZ, E. 2001. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: A randomized study. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 38 (1), 69 – 78. [cit. 2021-05-01]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/1/pdf/laufer.pdf>.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. 2012. *Whittle's gait analysis*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LEXELL, J., FLANSBJER, U., HOLMBÄCK, A. M., DOWNHAM, D., PATTEN, C. 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 37(2), 75-82 [cit. 2021-02-27]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970410017215.

MADUREIRA, S., GUERREIRO, M., FERRO, J. M. 2001. Dementia and cognitive impairment three months after stroke. *European Journal of Neurology* [online]. 8(6), 621-627 [cit. 2020-11-20]. ISSN 1351-5101. Dostupné z: doi:10.1046/j.1468-1331.2001.00332.x.

MAO, Y. R., LO, W. L., LIN, Q., LI, L., XIAO, X., RAGHAVAN, P., HUANG, D. F. 2015. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *BioMed Research International* [online]. 1-10 [cit. 2021-4-30]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2015/175719.

MEHRHOLZ, J., POHL, M., ELSNER, B. 2014. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 1 [cit. 2021-5-16]. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD002840.pub3.

MIKULA, J. 2008. Rehabilitace po CMP. *Kardiologická revue – Interní medicína* [online]. 10(2), 66-73 [cit. 2021-04-17]. Dostupné z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2008-2/rehabilitace-po-cmp-31777>.

MURPHY, T. H., CORBETT, D. 2009. Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. *Nature Reviews Neuroscience* [online]. 10(12), 861-872 [cit. 2021-03-13]. ISSN 1471-003X. Dostupné z: doi:10.1038/nrn2735.

National Institute of Neurological Disorders and Stroke. 2016. Stroke Information Page [online]. [cit. 2020-11-09]. Dostupné z: <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/All-Disorders/Stroke-Information-Page>.

OFRAN, Y., KARNIEL, N., TSENER, J., SCHWARTZ, I., PORTNOY, S. 2019. Functional Gait Measures Prediction by Spatiotemporal and Gait Symmetry in Individuals Post Stroke. *Journal of Developmental* [online]. 31(5), 611-622 [cit. 2020-12-18]. ISSN 1056263X. Dostupné z: doi:10.1007/s10882-019-09664-6.

OLNEY, S. J., RICHARDS, C. 1996. *Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics* [online]. 4(2), 136-148 [cit. 2020-01-15]. ISSN 09666362. Dostupné z doi: 10.1016/0966-6362(96)01063-6.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. c2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Ilustroval Lydia M. CABICO. Thorofare, N. J.: SLACK, xvi, 551 s. ISBN 978-1-55642-766-4.

PARK, B. S., KIM, M. Y., LEE, L. K., et al. 2015. Effects of conventional overground gait training and a gait trainer with partial body weight support on spatiotemporal gait parameters of patients after stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(5), 1603-1607 [cit. 2021-5-13]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.1603.

PATTERSON, GAGE, W. H., BROOKS, D., BLACK, S. E., MCILROY, W. E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [online]. 31(2), 241-246 [cit. 2021-04-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.

PILKAR, R., RAMANUJAM, A., NOLAN, K. J. 2017. Alterations in Spectral Attributes of Surface Electromyograms after Utilization of a Foot Drop Stimulator during Post-Stroke Gait. *Frontiers in Neurology* [online]. 8 [cit. 2021-04-24]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2017.00449.

POLLOCK, A., BAER, G., CAMPBELL, P., CHOO, P. L., FORSTER, A., MORRIS, J., POMEROY, V. M., LANGHORNE, P. 2014. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 22(4: CD001920.) [cit. 2020-12-19]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD001920.pub3.

RAJA, B., NEPTUNE, R. A., KAUTZ, S. A. 2012. Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: Expected and novel compensatory patterns. *Clinical Biomechanics* [online]. 27(10), 1023-1030 [cit. 2021-5-6]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.005.

RINALDI, L. A., MONACO, V. 2013. Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 10(1) [cit. 2020-01-15]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-10-53.

ROEDER, L., BOONSTRA, T. W., KERR, G. K. 2020. Corticomuscular control of walking in older people and people with Parkinson's disease. *Scientific Reports* [online]. 10(1), 1-19 [cit. 2021-5-7]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-59810-w.

ROSE, J., GAMBLE, J. G., ed. c2006. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins, xiii, 234 s. ISBN 9780781759540.

ROTH, E. J., MERBITZ, C., MROCZEK, K., DUGAN, S. A., SUH, W. W. 1997. Hemiplegic Gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 76(2), 128-133 [cit. 2021-5-13]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/00002060-199703000-00008.

SHEFFLER, L. R., CHAE, J. 2015. Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 26(4), 611-623 [cit. 2020-11-13]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.06.006.

SHIAVI, R. 1990. Electromyographic Patterns in Normal Adult Locomotion. In: SMIDT, G. L., ed. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, xviii, 329 s. Clinics in physical therapy. ISBN 0-443-08663-X.

SHIN, S. Y., KIM, Y., JAYARAMAN, A., PARK, H. S. 2021. Relationship between gait quality measures and modular neuromuscular control parameters in chronic post-stroke individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 18(1) [cit. 2021-04-17]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00860-0.

SMIDT, G. L., ed. 1990. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, xviii, 329 s. Clinics in physical therapy. ISBN 0-443-08663-X.

SMITH, S. D., ESKEY, C. J. 2011. Hemorrhagic Stroke. *Radiologic Clinics of North America* [online]. 49(1), 27-45 [cit. 2020-11-10]. ISSN 00338389. Dostupné z: doi:10.1016/j.rcl.2010.07.011.

STOQUART, G. G., DETREMBLEUR, C., PALUMBO, S., DELTOMBE, T., LEJEUNE, T. M. 2008. Effect of Botulinum Toxin Injection in the Rectus Femoris on Stiff-Knee Gait in People With Stroke: A Prospective Observational Study. *Archives of Physical Medicine and*

Rehabilitation [online]. 89(1), 56-61 [cit. 2021-5-11]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.08.131.

SULLIVAN, K. J., KLASSEN, T., MULROY, S. 2006. Combined Task-Specific Training and Strengthening Effects On Locomotor Recovery Post-Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 30(3), 130-141 [cit. 2021-4-26]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/01.NPT.0000281950.86311.82.

SWANK, C., ALMUTAIRI, S., WANG-PRICE, S., GAO, F. 2020. Immediate kinematic and muscle activity changes after a single robotic exoskeleton walking session post-stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 27(7), 503-515 [cit. 2021-4-26]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2020.1728954.

ŠKOLOUDÍK, D., BAR, M., VÁCLAVÍK, D., ŠKODA, O. 2002. Následná terapie po prodělaném ischemickém iktu. *Interní medicína pro praxi* [online]. 4(6), 29-34 [cit. 2020-01-14]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/int/2002/06/14.pdf>.

TAKEUCHI, N., IZUMI, S. 2013. Rehabilitation with Poststroke Motor Recovery: A Review with a Focus on Neural Plasticity. *Stroke Research and Treatment* [online]. 1-13 [cit. 2021-02-24]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2013/128641.

TAN, C. K., KADONE, H., WATANABE, H., MARUSHIMA, A., YAMAZAKI, M., SANKAI, Y., SUZUKI, K. 2018. Lateral Symmetry of Synergies in Lower Limb Muscles of Acute Post-stroke Patients After Robotic Intervention. *Frontiers in Neuroscience* [online]. (12) [cit. 2021-04-17]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00276.

TROJAN, S., POKORNÝ, J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské listy* [online]. 98(12), 677-673 [cit. 2021-03-04]. ISSN 1336-0345. Dostupné z: <http://bmj.fmed.uniba.sk/1997/09812-03.pdf>.

VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. c1992. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers. ISBN 08-732-2368-3.

VERSTRAETEN, S. M. M., MARK, R. E., SITSKOORN, M. M. 2016. Motor and cognitive impairment after stroke: A common bond or a simultaneous deficit? *Stroke Research & Therapy* [online]. 1(1): 1. [cit. 2020-11-20]. Dostupné z: <https://stroke.imedpub.com/motor->

and-cognitive-impairment-after-stroke-a-common-bond-or-a-simultaneous-deficit.php?aid=9074.

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

VOS-VROMANS, D. C. W. M., DE BIE, R. A., ERDMANN, P. G., VAN MEETEREN, N. L. 2009. The responsiveness of the ten-meter walking test and other measures in patients with hemiparesis in the acute phase. *Physiotherapy Theory and Practice*. [online]. 21(3), 173-180 [cit. 2021-03-03]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.1080/09593980500212920.

WANG, Y., MUKAINO, M., OHTSUKA, K., OTAKA, Y., TANIKAWA, H., MATSUDA, F., TSUCHIYAMA, K., YAMADA, J., SAITOH, E. 2019. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. [cit. 2020-01-15]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/MRR.0000000000000391.

WHITTLE, M. 1998. Normal gait. *Gait Analysis* [online]. Elsevier, 47-100 [cit. 2020-01-13]. ISBN 9780750688833. Dostupné z: DOI: 10.1016/B978-075068883-3.50007-6.

WILLEY, J. Z. 2019. Cerebrovascular Disease: Ischemic Stroke & Transient Ischemic Attack In: BRUST, J. C. M. *Current Diagnosis & Treatment Neurology*. (3). New York: McGraw-Hill Education, ISBN 978-1259835315.

WOOLLEY, S. M. 2015. Characteristics of Gait in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 7(4), 1-18 [cit. 2020-11-16]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV.

Seznam použitých zkratk

BF	biceps femoris
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CPG	central pattern generator, generátory vzorce lokomočního pohybu
DF	dorzální flexe
DK(K)	dolní končetina(y)
EKSO	Robotic Exoskeletons, robotický exoskeleton
EMG	elektromyografie
FZV UP	Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého
GM	gastrocnemius medialis
hCMP	hemoragická cévní mozková příhoda
ICH	intracerebelární krvácení
iCMP	ischemická cévní mozková příhoda
iEMG	integrovaná elektromyografie
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LDK	levá dolní končetina
MUAP	motor unit action potential, akční potenciál motorické jednotky
PDK	pravá dolní končetina
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
RAGT	robotic-assisted gait training, roboticky asistovaná terapie
RF	rectus femoris
SAH	subarachnoideální krvácení
SEMG	povrchová elektromyografie
TA	tibialis anterior
TUG	Timed Up and Go test
WHO	word health organization
6MWT	6 Meter Walk Test
10MWT	10 Meter Walk Test

Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1 Časování krokového cyklu (upraveno dle Levine, Richards a Smidt, 2012, s. 33)	14
Obrázek 2 Aktivita svalů dolní končetiny při normální chůzi (Sheffler a Chae, 2015, s. 616)	17
Obrázek 3 Hypotetický vzorec zotavení po CMP (Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1695).....	24
Obrázek 4 Průměrná aktivita svalů na paretické končetině při chůzi na páse	40
Obrázek 5 Průměrná aktivita svalů na neparetické končetině při chůzi na páse.....	41
Obrázek 6 Průměrná aktivita svalů na neparetické končetině při chůzi na chodbě	41
Obrázek 7 Průměrná aktivita svalů na paretické končetině při chůzi na chodbě	42
Obrázek 8 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 2. měření na páse	42
Obrázek 9 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 1. měření na páse	43
Obrázek 10 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 1. měření na chodbě.....	43
Obrázek 11 Průměrná svalová aktivita na paretické a neparetické končetině při 2. měření na chodbě.....	44
Obrázek 12 Aktivita paretického m. tibialis anterior při chůzi na páse během jednoho krokového cyklu u jednoho probanda	49
Obrázek 13 Aktivita paretického m. tibialis anterior při chůzi na páse během jednoho krokového cyklu u jednoho probanda	51
Tabulka 1 Základní údaje, charakterizující výzkumný soubor	35
Tabulka 2 Výsledné hodnoty pro m. tibialis anterior	38
Tabulka 3 Výsledné hodnoty pro m. gastrocnemius medialis	38
Tabulka 4 Výsledné hodnoty pro m. rectus femoris.....	38
Tabulka 5 Výsledné hodnoty pro m. biceps femoris	39

Seznam příloh

Příloha 1: Rozdělení ischemických cévních příhod dle etiopatogeneze73

Příloha 2: Informovaný souhlas74

Přílohy

Příloha 1: Rozdělení ischemických cévních příhod dle etiopatogeneze (Školoudík et al., 2002, s. 29)

etiopatogenetická příčina	zastoupení
kardiální embolizace	20–30%
paradoxní embolizace z pánevních a končetinových žil přes otevřené foramen ovale	5–10%
embolizace z aterosklerotických plátů přívodných mozkových tepen	10–15%
aterosklerotická trombóza přívodné mozkové tepny	5%
embolizace z aterosklerotických plátů intrakraniálních tepen	5–15%
trombóza drobných penetrujících mozkových tepen (lakunární infarkt)	20–30%
dísekcce karotické či vertebrální artérie	2–5%
trombóza venózního splavu	2%
koagulopatie	2–5%
vaskulitidy	1–2%
geneticky podmíněné	1–5%
kryptogenní iCMP (příčina nezjištěna)	5–20%

Příloha 2: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě pomocí povrchové elektromyografie

Období realizace: 2020 – 2021

Řešitelé projektu: Eliška Cíchová

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit aktivitu svalů pomocí elektromyografie na začátku a na konci rehabilitační terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. Výzkumný projekt zahrnuje nalepení elektrod na očištěnou kůži, testování stoje s otevřenýma a zavřenýma očima na páse Zebris, chůzi na páse Zebris a chůzi po chodbě. Celková doba testování (včetně aplikace elektrod) je přibližně 30 minut. Průběh testování bude přizpůsoben Vaším aktuálním možnostem. Testování budou probíhat v průběhu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci, při zahájení hospitalizace a při jejím ukončení.

Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody – možnost využití moderních rehabilitačních technologií při terapii, také zjistíte, zda jste se během rehabilitační péče zlepšil v chůzi. Z účasti nevyplývají žádná rizika, každé vyšetření bude realizováno s ohledem na Vaš aktuální zdravotní stav. Pro snímání svalové aktivity budou aplikovány elektrody, které jsou hypoalergenní a nezatěžují organismus.

Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

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

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____
