

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

**Možnosti měření spasticity dolních končetin u pacientů
s DMO**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. Michal Říha, MBA, Ph. D.

Vypracovala:

Bc. Dominika Vavřinová

Praha, prosinec 2017

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Současně prohlašuji, že tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného titulu.

V Praze, dne Podpis

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce panu MUDr. Michalovi Říhovi, MBA, Ph.D. za odborné vedení, cenné poznámky a připomínky k práci. Dále bych ráda poděkovala panu MUDr. Davidovi Pánkovi, Ph.D. za pomoc s technickým zajištěním měření pro výzkumnou část této práce a za rady k analýze dat, Martinovi Melicharčíkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat a také všem probandům za spolupráci. V neposlední řadě děkuji své rodině a kamarádům za podporu během celé doby studia.

Abstrakt

- Název:** Možnosti měření spasticity dolních končetin u pacientů s DMO
- Cíle:** Cílem této práce je v její teoretické části zhodnotit možnosti vyšetření spasticity dolních končetin se zaměřením na odlišení jednotlivých symptomů syndromu centrálního motoneuronu dle konceptu francouzského profesora J.-M. Gracies: *Vyšetření spastické parézy v pěti krocích*. Ve výzkumné části práce je zjišťován vztah mezi tímto klinickým vyšetřením a svalovou aktivitou při chůzi měřenou pomocí polyEMG u dospělých pacientů s dětskou mozkovou obrnou.
- Metodologie:** Práce má teoreticko-empirický charakter. Teoretická část práce je zpracována jako rešerše na téma spasticity, možností diagnostiky spastické parézy a využití polyEMG při vyšetření chůze u spastické parézy. Druhá, empirická část práce, má formu pilotního kvantitativního výzkumu, kterého se zúčastnilo 6 probandů (4 muži a 2 ženy) mezi 24 a 36 lety s diparetickou formou DMO. U každého z nich proběhla dvě na sobě nezávislá měření. Při každém měření bylo provedeno vyšetření spasticity dle unikátního vyšetřovacího protokolu *Vyšetření spastické parézy v pěti krocích* dle J.-M. Graciese, kde byly jako sledované proměnné určeny první dva kroky vyšetření - tedy pasivní rozsah pohybu (PROM) a koeficient zkrácení pro krok 1, úhel spasticity a koeficient spasticity pro krok 2. Měřeny byly vybrané tři svaly či svalové skupiny dolních končetin – m. triceps surae (TS), m. rectus femoris (RF) a hamstringy (HS). Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu (r) byl zjišťován případný vztah mezi výsledky klinického měření a průměrou aktivitou těchto svalů snímanou při chůzi pomocí polyEMG.
- Výsledky:** Korelační koeficient pro vztah mezi PROM a průměrnou polyEMG aktivitou vykazuje slabou až středně silnou pozitivní závislost pro 2 ze 3 snímaných svalů ($r_{TS} = 0,39$; $p_{TS} = 0,10$; $r_{HS} = 0,30$, $p_{HS} = 0,17$). Mezi proměnnými koeficient zkrácení a průměrná polyEMG aktivita je slabá až středně silná negativní závislost také pro 2 ze 3 svalů ($r_{TS} = 0,39$; $p_{TS} = 0,10$; $r_{HS} = 0,30$, $p_{HS} = 0,17$).

Mezi úhlem spasticity a průměrnou polyEMG amplitudou je pozitivní závislost pouze pro 1 ze 3 svalů ($r_{TS} = 0,42$; $p_{TS} = 0,08$). Mezi koeficientem spasticity a průměrnou polyEMG aktivitou při chůzi je pozitivní závislost také pouze pro 1 sval ($r_{TS} = 0,45$; $p_{TS} = 0,07$).

Klíčová slova: spasticita, zvýšená svalová aktivita, hyperaktivita, spastická paréza, svalové zkrácení, dětská mozková obrna, Five-step clinical assessment, J.-M. Gracies, polyEMG, sEMG

Abstract

- Title:** Measurement of lower extremities spasticity in patients with cerebral palsy
- Objectives:** The aim of the theoretical part of this thesis is to evaluate possibilities of lower extremities spasticity measurement in adult patients with cerebral palsy. The main focus was given to the concept of French professor J.-M. Gracies: *Five-step clinical assessment in spastic paresis*. This unique concept presents differentiation of three main factors of motor impairment that emerge as a result of a lesion to central motor pathways: stretch sensitive paresis, soft tissue contracture and muscle overactivity. Ability to distinguish these factors is crucial for specific treatment indication. Finding a correlation between the Five-step clinical assessment in spastic paresis and muscle activity in gait measured with polyEMG was the main objective in the practical part of the thesis.
- Methodology:** This thesis has a theoretical-empirical character. The theoretical part is in a form of a research on the topic of spasticity diagnosis, focused on cerebral palsy patients. The empirical part of the thesis has a form of pilot quantitative research, which was attended by 6 participants with cerebral palsy (4 men and 2 women; average age 29 years). There were 2 independent measurement made for each of them. Each measurement consists of a unique examination protocol Five-step clinical assessment. Four variables were gained from the first two steps of the protocol: the passive range of motion (PROM), the coefficients of muscle shortening (step 1), the spasticity angle and coefficient of spasticity (step 2). Correlation between those four variables and the mean polyEMG muscle activity was determined by using the Pearson coefficient. Three muscle groups were measured: m. triceps surae (TS), m. rectus femoris (RF) and hamstrings (HS).
- Results:** The correlation coefficient (r) for the variables PROM and mean polyEMG activity shows a weak to moderate positive relationship in 2 of 3 sensed muscles ($r_{TS} = 0.39$, $p_{TS} = 0.10$, $r_{HS} = 0.30$, $p_{HS} = 0.17$). Among the variables coefficient of shortening and average polyEMG muscle

activity, the correlation coefficient shows weak to moderate negative relationship in 2 of 3 muscles ($r_{TS} = 0.39$, $p_{TS} = 0.10$, $r_{HS} = 0.30$, $p_{HS} = 0.17$). Between the spasticity angle and the average polyEMG amplitude is the positive relationship only in 1 of 3 muscles ($r_{TS} = 0.42$, $p_{TS} = 0.08$). Between the spasticity coefficient and the average polyEMG muscle activity is positive relationship only for 1 muscle ($r_{TS} = 0.45$, $p_{TS} = 0.07$).

Keywords: spasticity, spastic paresis, muscle overactivity, muscle shortening, cerebral palsy, Five-step clinical assessment, Jean-Michel Gracies, polyEMG, sEMG

OBSAH:

1	ÚVOD	13
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	15
2.1	Dětská mozková obrna	15
2.1.1	Definice	15
2.1.2	Epidemiologie	15
2.1.3	Klinické příznaky	16
2.1.4	Klasifikace	16
2.2	Léze centrálního motoneuronu – spastický syndrom	17
2.2.1	Vymezení pojmu – spasticita	17
2.2.2	Epidemiologie	18
2.2.3	Symptomy syndromu centrálního motoneuronu	18
2.2.3.1	Paréza	19
2.2.3.2	Zkrácení svalů	19
2.2.3.3	Zvýšená svalová aktivita	20
2.3	Možnosti vyšetření spasticity	23
2.3.1	Kineziologický rozbor	23
2.3.2	Ashworthova škála a Modifikovaná Ashworthova škála	25
2.3.3	Modifikovaná Tardieu škála	27
2.3.4	Five-Step Clinical Assessment in Spastic Paresis	30
2.3.4.1	Krok 1: Maximální rozsah pasivního pohybu (X_{V1})	31
2.3.4.2	Krok 2: Úhel zarázu (catch) nebo klonu (X_{V3}) a stupeň spasticity (Y) - Tardieu škála	33
2.3.4.3	Krok 3: Aktivní rozsah pohybu (X_A)	33
2.3.4.4	Krok 4: Frekvence rychle se opakujících pohybů	34
2.3.4.5	Krok 5: Aktivní funkce	35
2.3.5	Porovnání klinických nástrojů hodnotících spasticitu	38
2.4	Možnosti objektivní kvantifikace spasticity	43
2.4.1	Elektromyografie	45
2.4.1.1	Neurofyzilogie svalové aktivity	45
2.4.1.2	Povrchová elektromyografie	47
2.4.1.3	Aplikace elektrod	48
2.4.1.4	Přenos signálu	49
2.4.1.5	Faktory ovlivňující kvalitu snímaného signálu	49

2.4.1.6	Vyhodnocení elektromyografického signálu	51
2.4.2	Specifika EMG měření chůze u spastické parézy.....	53
2.5	Možnosti léčby spastické parézy u pacientů po DMO.....	54
3	CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY	60
3.1	Cíl práce	60
3.2	Úkoly práce	60
3.3	Vědecké otázky	61
3.4	Hypotézy	61
4	METODIKA PRÁCE.....	64
4.1	Výzkumný soubor	64
4.2	Použité metody a přístroje.....	66
4.2.1	Vyšetření v pěti krocích dle Jean-Michel Graciese.....	66
4.2.2	PolyEMG	67
4.3	Sběr dat.....	68
4.4	Průběh klinického vyšetření	68
4.5	Průběh polyelektromyografického vyšetření	70
4.6	Analýza dat.....	71
4.6.1	Analýza 5-SCA	71
4.6.2	Analýza polyEMG	72
4.6.3	Statistické zpracování dat	73
5	VÝSLEDKY	75
5.1	Testování hypotézy č. 1 a č. 2	77
5.2	Testování hypotézy č. 3 a č. 4	81
5.3	Souhrnné výsledky	85
6	DISKUZE	86
7	ZÁVĚR	95
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	97
	SEZNAM TABULEK.....	111
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	112
	SEZNAM PŘÍLOH.....	112

Seznam použitých symbolů a zkratek:

10MWT	10- meter Walk Test
5-SCA	Five Step Clinical Assessment (Vyšetření v pěti krocích)
AANS	American Association of Neurologic Surgeons
ADL	Activity of daily living
AP	akční potenciál
AROM	aktivní rozsah pohybu
AS	Ashworthova škála
bil.	bilaterálně
b.r.	bez roku
CIMT	Constraint Induced Movement Therapy
CNS	centrální nervový system
CP	cerebral palsy
DAS	Disability Assessment Scale
DF	dorzální flexe
DK (K)	dolní končetina (y)
DMO	dětská mozková obrna
et al.	et alii (a kol., a další)
FH	francouzské hole
GAS	Goal Attainment Scale
GCM	musculus gastrocnemius
GSC	Guided Self-rehabilitation Contract
GSSA	Global Subjective Self-Assessment
KoK	kolenní kloub
KyK	kyčelní kloub
LDK	levá dolní končetina
m./mm.	musculus/musculi
MAS	Modifikovaná Ashwothova škála
MFS	Modifikovaný Frenchay test
MTS	Modifikovaná Tardieu škála
MVC	Maximal voluntary contraction
NDT	Neurodevelopmental therapy
obr.	obrázek
PDK	pravá dolní končetina
PF	plantární flexe

PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
(poly) EMG	(poly) elektromyografie
sEMG	surface electromyography
PROM	pasivní rozsah pohybu
RAP	rychlé alternující pohyby
ROM	range of motion (rozsah pohybu)
SCPE	Surveillance of Cerebral Palsy in Europe
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
tab.	tabulka
TA	musculus tibialis anterior
TS	Tardieu škála
UK FTVS	Univerzita Karlova Fakulta tělesné výchovy a sportu
UMNL	Upper Motor neuron Lesion
VP	výchozí poloha

1 ÚVOD

Spasticita je v současnosti značně problematický fenomén s obtížnou definicí a nesnadným konkrétním vymezením termínu. Stále se nejčastěji užívá termínu „spasticita“ pro veškeré projevy zvýšeného svalového napětí doprovázející lézi centrálního motoneuronu; spasticita tak bývá považována za jeden z nejvíce disabilityjících faktorů u pacientů s tímto typem poškození centrální nervové soustavy. Tato zažitá tvrzení vyvrací novější autoři, kteří hovoří o spasticitě pouze jako o jednom z příznaků zvýšené svalové aktivity vedle dalších jejích projevů, jako je například spastická dystonie či kokontrakce. Tyto další projevy zvýšené svalové aktivity často mnohem výrazněji ovlivňují mobilitu a sebeobsluhu pacientů a jsou tak pro ně více znevýhodňujícím příznakem ovlivňujícím kvalitu života než samotná spasticita. Spolu se zvýšenou svalovou aktivitou a jejími různými projevy jsou dalšími příznaky spastické parézy zkrácení měkkých tkání a stretch-senzitivní paréza. Tyto tři faktory se u jedinců se syndromem horního motoneuronu vyskytují v různém poměru na stejných i rozdílných svalech a poměr složek tak může být různý v rámci jedné končetiny i mezi končetinami. Tyto tři složky tvoří bludný kruh, z kterého je obtížné vystoupit, jelikož se navzájem negativně ovlivňují – zvýšené svalové napětí zhoršuje parézu a potencuje zkracování svalů, které naopak zpětně přispívá k paréze i svalové hyperaktivitě. K tomu, abychom mohli tento bludný kruh přerušit, je třeba cílené a efektivní terapie, jelikož každá ze složek výše popsané triády reaguje na jiný druh terapie.

Aby bylo možné zvolit správně cílenou terapii, je zásadní nejprve pacienta vyšetřit pomocí kvalitního vyšetřovacího nástroje, který bude odpovídat současné definici spastické parézy, a umožní tak rozlišení jednotlivých složek a určení jejich dominance. Vzhledem k nejednotné definici spasticity existuje mnoho vyšetřovacích nástrojů pro její měření – v současné době je stále nejpoužívanějším testem na spasticitu Ashworthova škála, v menší míře pak Tardieu škála, které však spolehlivě neodlišují jednotlivé složky spasticity. Relativně nový je koncept francouzského profesora Jean-Michel Gracies – *Five-step clinical assessment in spastic paresis* (Vyšetření v pěti krocích, 5-SCA), který doplňuje vyšetření dle Tardieu o vyšetření aktivního pohybu, unavitelnosti svalu a zapojení končetiny do funkce, čímž umožňuje spolehlivější oddělení jednotlivých složek spastické paraparézy a vyšetření se tak stává citlivější pro stanovení terapie a následné hodnocení jejího efektu.

Tato práce je zaměřena na dospělé jedince po dětské mozkové obrně (DMO), kteří tvoří významnou skupinu pacientů s lézí centrálního motoneuronu, z nichž u více jak 80 % se projevuje určitý stupeň spasticity. Vzhledem k tomu, že incidence kvůli většímu počtu zachráněných dětí při porodech stoupá a díky stále se zkvalitňující lékařské péči se lidé po DMO bez výraznějších komorbidit dožívají stejného věku jako zdraví jedinci, je třeba této skupině pacientů věnovat celoživotní lékařskou a rehabilitační péči a pokusit se tak zvýšit kvalitu jejich života. K tomu je stále potřeba většího počtu studií, které budou zaměřeny na cílené vyšetření a terapii nejen dětských, ale také dospělých pacientů po DMO.

Cílem této práce je proto představit odborné veřejnosti v českém prostředí problematiku syndromu centrálního motoneuronu, jednotlivé možnosti vyšetření a terapie spastické parézy a také na základě dostupných studií zhodnotit jejich kvalitu.

V praktické části práce provedeme u dospělých pacientů s DMO první dva kroky *Vyšetření v pěti krocích* dle konceptu J.-M. Gracies, odlišíme tak dva ze tří hlavních příznaků spastické parézy a následně budeme hledat vztah mezi výsledky tohoto vyšetření a záznamem svalové aktivity dolních končetin při chůzi měřené pomocí polyelektromyografie.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Dětská mozková obrna

2.1.1 Definice

Dětská mozková obrna (DMO) je neprogresivní neurologické onemocnění, které vzniká perinatálně (20%), prenatalně (70%) či postnatálně do 1-2 let (10%) (Cerebral Palsy Guide, ©2017). Je způsobena abnormálním vývojem mozku, či jeho poškozením během či po porodu. Jde o soubor projevů, kdy nejtypičtější jsou poruchy hybnosti, svalového tonu, rovnováhy, ale můžeme pozorovat i poruchy intelektu, smyslové, senzitivní či epileptické záchvaty. Klinický obraz je velice rozličný a liší se dle poškozených struktur mozku, osoba od osoby. Postižení je celoživotní, dále neprogreduje, naopak může docházet ke zlepšování klinického stavu rehabilitací (Seidl, 2015).

Prenatálními příčinami mohou být onemocnění matky v těhotenství, drogy, alkohol, chromozomální anomálie, perinatální jsou hypoxie v období porodu, předčasně narozené či přenášené dítě, vícečetné těhotenství, porod koncem pánevním nebo kleštěmi. Z postnatálních vlivů jsou nejčastější úrazy či infekce (Cerebral Palsy Guide, ©2017).

2.1.2 Epidemiologie

Dle Evropské sítě pro dětskou mozkovou obrnu (Surveillance of Cerebral Palsy in Europe – SCPE, ©2017) jde o nejčastější příčinu motorického postižení u dětí. Vyskytuje se u 2 až 3 z 1000 narozených dětí. Ve většině případů se jedná o předčasné porody, kdy váha novorozeného dítěte je menší než 1500g.

V poslední době přibývá paradoxně takto postižených dětí vlivem zlepšené zdravotnické péče, neboť přežívají jedinci, kteří by dříve nepřežili (Seidl, 2015).

Studie v řadě zemí prokázaly, že délka života lidí s DMO prodloužila. Dle Donkervoort et al. (2007) děti s DMO, které nemají závažné komorbidity a je jim dostáváno adekvátní lékařské péče, se mohou dožít stejného věku jako běžná populace.

2.1.3 Klinické příznaky

Klinické příznaky DMO jsou různé a závisí na lokalizaci mozkového poškození. Dle Bax et al. (2006) je z výsledků MRI patrné, že nejčastější (42,5%) je poškození bílé hmoty mozku, zahrnující periventrikulární leukomalácii (PVL), následují léze bazálních ganglií (12,8%), kortikální a subkortikální léze (9,4%), malformace (9,1%), fokální infarkty (7,4%) a další různé léze (7,1%). Pouze 11,7% dětí mělo normální nález MRI. Následuje přehled klinických příznaků či typů DMO dle lokalizace mozkového poškození (Bax et al., 2009):

- Poškození bílé hmoty z nezralosti zahrnuje PVL a periventrikulární krvácení. Nezralost bílé hmoty je patrná u většiny dětí s diplegií.
- Motorický kortex – kůra, je zodpovědná za potřebu se hýbat. Její poškození může způsobit spasticitu, pravděpodobně nejčastější abnormalitu svalového tonu spojovanou s DMO.
- Bazální ganglia – kontrolují schopnost mozku vybavit si dříve naučené pohybové vzorce jako chůze, sed, tanec, psaní atd. Léze v této oblasti je nejvíce spojována s dystonickou formou DMO (viz kapitola 2.1.4).
- Mozeček – monitoruje a udržuje koordinaci během pohybu. Léze mozečku může způsobit tremor při pokusu o pohyb, hypotonii, ataxii, dyskineze.
- Fokální kortikální infarkty jsou téměř výhradně spojovány s hemiplegií.
- Kortikální/subkortikální poškození zahrnuje osoby s multicystickou encefalomalácií a dalšími lézemi. Klinický nález je velmi variabilní.

2.1.4 Klasifikace

DMO můžeme rozdělit na formu spastickou, dyskinetickou a ataktickou (Zoban, 2011). Dle SCPE (©2017) je 55% případů bilaterální spastická DMO, 29% unilaterální spastická DMO, 7% dyskinetická a 4% ataktická DMO. Pro stanovení správné a efektivní terapie je potřeba dobře odlišit jednotlivé formy dětské mozkové obrny a tak i lokalizaci postižení (Bax, 2006).

Spastická forma DMO je způsobena lézí mozkové kůry, jejímž důsledkem je spastická paréza (Cerebral palsy guide, ©2017). Rozlišujeme následující formy DMO:

- Diparetická – tato forma se většinou objevuje u předčasně narozených dětí s DMO. Projevuje se spastickou paraparézou dolních končetin (DKK), bez poruch čítí. Příčinou bývá periventrikulární hypoxie. Osoby s diparetickou formou DMO jsou obvykle bez většího postižení intelektu.
- Hemiparetická – jde o postižení poloviny těla. U skupiny pacientů s touto formou bývá výraznější postižení HKK a často se u nich vyskytuje epilepsie.
- Kvadruparetická – postiženy jsou všechny končetiny. Často jde o děti, u kterých poškození vzniklo omezeným přívodem kyslíku.

Dyskinetická forma (Cerebral palsy guide, ©2017):

- Nejčastěji je způsobena postižením bazálních ganglií při hyperbilirubinemii či ischemii v oblasti bazálních ganglií. Klinicky se projevuje mimovolními pohyby – dyskinezemi, například atetózou.

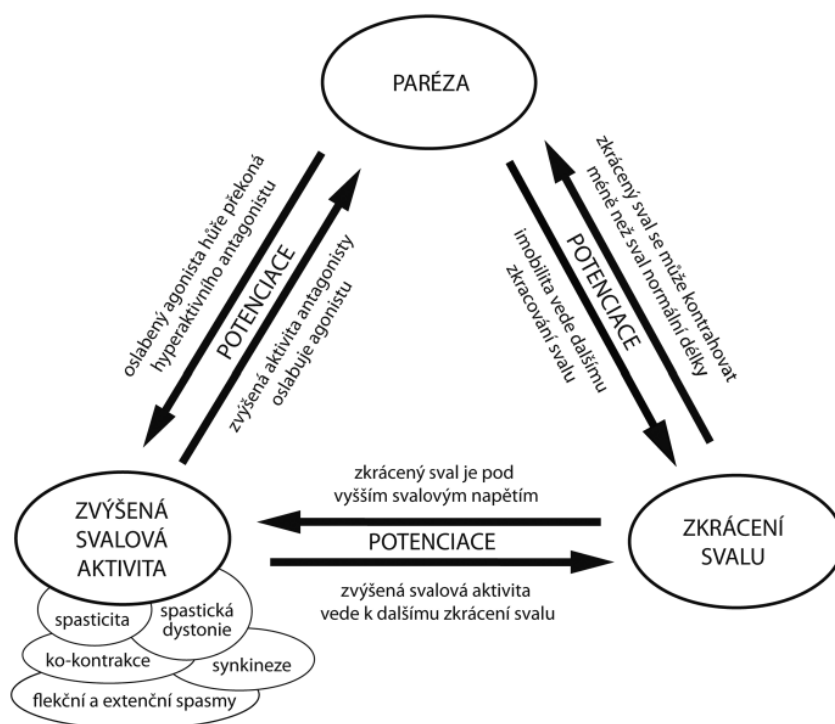
Ataktická forma (Cerebral palsy guide, ©2017):

- Vzniká poškozením mozečku a projevuje se porušenou koordinací pohybu. Jde o nejvzácnější formu, která často vzniká v kombinaci poškození více mozkových oblastí.

2.2 Léze centrálního motoneuronu – spastický syndrom

2.2.1 Vymezení pojmu – spasticita

Přesné vymezení pojmu a definice spasticity nejsou často jednoznačná. Často se ještě v praxi mylně pod pojem spasticita zahrnují všechny projevy léze centrálního motoneuronu (Upper Motor Neuron Lesion - UMNL) (Štětkářová, 2013). Klasická definice dle Lance (1980) udává spasticitu pouze jako zvýšení svalového tonu, které se projeví při rychlém protažení svalu. Dnes je již známo, že spasticita je pouze jedním z příznaků zvýšené svalové aktivity (hyperaktivity) u léze horního (centrálního) míšního motoneuronu (Jech, 2015). Léze horního motoneuronu se projevuje třemi základními symptomy - svalovou slabostí (parézou), zkrácením svalů (až kontrakturami) a svalovou hyperaktivitou, která mimo jiné zahrnuje i spasticitu (Gracies et al., 2010a). Jde o začarovaný kruh, kdy zhoršení jednoho symptomu vyvolá zhoršení druhého viz Obr. 1.



Obr. 1: Syndrom centrálního motoneuronu- začarovaný trojúhelník (Jech, 2015)

Spasticita doprovází v různé míře jakoukoli lézi centrálního motoneuronu bez rozdílu příčiny, kterou může být traumatické poškození mozku, cévní mozková příhoda, roztroušená skleróza, míšní léze, dětská mozková obrna, nádory, záněty či degenerativní procesy mozku a míchy (Štětkářová, 2013).

2.2.2 Epidemiologie

Dle prof. Jecha (2015) je obtížné říci, jak častý je výskyt spasticity u léze horního motoneuronu, a to zejména kvůli nejednotnému systému vyhodnocování spasticity, vycházejícího z jejích různých definic. Epidemiologická data v České republice úplně chybějí. Lze však odhadovat, že spasticita vznikne u 20 – 50 % pacientů s lézí horního motoneuronu. Dle údajů AANS (American Association of Neurologic Surgeons) z roku 2006 spasticita postihuje více než 12 milionů lidí na světě. Přes 80 % lidí s dětskou mozkovou obrnou či roztroušenou sklerózou má určitý stupeň spasticity.

2.2.3 Symptomy syndromu centrálního motoneuronu

Pro tuto práci bude klíčové popsat a odlišit tři základní symptomy UMNL v pojetí konceptu francouzského neurologa Jean-Michel Graciese. Schopnost klinických pracovníků správně definovat problematiku a rozpoznat jednotlivé symptomy je zásadní

pro indikaci efektivní a cílené terapie. UMNL se projevuje třemi základními symptomy: parézou, zkrácením svalů a svalovou hyperaktivitou (zvýšenou svalovou aktivitou). Svalová hyperaktivita dále zahrnuje jednotlivé složky: spasticitu, spastickou dystonii, spastickou kokontrakci a některé další projevy zvýšené svalové aktivity (Gracies et al., 2010a).

2.2.3.1 Paréza

Paréza a plegie tvoří hlavní negativní příznak léze centrálního motoneuronu a jsou jejím nejzávažnějším projevem. Na paréze se podílí několik mechanismů: oslabení agonisty, které je způsobeno centrální denervací, důležitou roli hraje i hypertonus antagonisty, únavnost a zhoršená koordinace volní motorické aktivity. Někdy je sval schopný vykonat normální aktivitu, avšak je zhoršená volní kontrola pohybu, například vznikem různých synergií, způsobených dediferenciací a překrýváním motorických polí na kortikální úrovni a pohyb je tedy neefektivní. Významným faktorem zhoršujícím parézu může být i hypertonus antagonistického svalu. Agonista je tedy nucen k překonání většího tonu antagonisty vykonat větší sílu, aby byl dostatečně efektivní. Pro tento typ parézy, kdy je oslabení podmíněno mimovolní zvýšenou aktivitou antagonisty se používá termín „stretch sensitivní paréza“ (Gracies, 2005a). Správné rozpoznání stretch senzitivní parézy je klíčové pro správné stanovení léčby, tedy rozhodnutí o denervační léčbě botulotoxinem, kdy oslabení antagonisty může přispět ke zvýšení síly agonisty a tím ke zlepšení celkové hybnosti (Gracies et al., 2010a).

2.2.3.2 Zkrácení svalů

Histopatologické změny ve svalové tkáni nastávají již několik hodin po vzniku centrální parézy (Jech, 2015). Nepoužívání svalu (paréza a tomu přiměřená následná imobilizace) způsobuje atrofii a zkracování svalu, chronické nepoužívání paretické končetiny (většinou zásluhou samotných pacientů) způsobuje plastickou přestavbu ve vyšších centrech, což dále zhoršuje možnost vědomého náboru motorických jednotek a tedy zhoršuje základní parézu a podporuje zkracování tkání až vznik kontraktur. Vzniká začarovaný kruh paréza – nepoužívání – paréza a kontraktury měkkých tkání. Vlivem nepoužívání svalu dochází ke snížení proteosyntézy, snížení počtu sarkomer a jejich zkracování, nastává náhrada pomalých, červených svalových vláken za rychlá bílá, dále dochází ke ztrátě pružnosti svalu a zvyšování podílu kolagenního vaziva

a tuku v endomysiu a perimysiu (Gracies, 2005a). Na zkracování svalu reagují i okolní měkké tkáně, fascie, šlachy, kloubní pouzdra, která také atrofují a retrahují se. Nakonec může dojít až k fixní kontraktuře, kdy jsou svaly redukovány na vazivové pruhy, obsah kontraktálních složek je minimální a sval je nemožné protáhnout. Na horní končetině jsou ke kontrakturám náchylnější flexory lokte, adduktory, vnitřní rotátory ramene, supinátory předloktí a flexory zápěstí a prstů, na dolní končetině se nejčastěji zkracují hamstringy, m. triceps surae a adduktory stehna (Gracies, 2005a).

2.2.3.3 Zvýšená svalová aktivita

Příznaky zvýšené svalové aktivity (hyperaktivity) se nerozvíjí ihned po vzniku léze, ale vznikají postupně, v řádu několika týdnů až měsíců. V akutní fázi bývá naopak svalový tonus snížen, jde o obraz tzv. pseudochabé parézy. Příznaky zvýšeného svalové aktivity se navzájem kombinují, čímž vzniká komplexní obraz, který nazýváme „spastic movement disorder“ (Dietz et Sinkjaer, 2007). Spasticita byla dlouho považována za hlavní příčinu funkčních poruch u parétických pacientů. Dnes jsou již charakterizovány další formy svalové hyperaktivity. Jednotlivé typy svalové hyperaktivity jsou a) již výše zmiňovaná spasticita, b) spastická dystonie, c) spastická kokontrakce a d) další projevy zvýšené svalové aktivity.

a) Spasticita

Spasticita se projevuje zvýšenou výbavností napínavých reflexů. Při pomalém protažení lze sval lehce protáhnout v plném rozsahu. Při rychlém protažení dojde k zárazu („catch“), po němž napětí opět vymizí či klesne až do dokončení pasivního pohybu. Čím rychleji je sval protažen, tím větší je jeho stah. Z toho vyplývá, že spasticita nemůže nikdy nastat v klidu, protože čistě spastický sval má nulovou klidovou aktivitu. Čistá spasticita tedy nemůže způsobovat abnormální postavení končetin. Vzhledem k tomu, že spasticita není vidět v klidu, může být hodnocena pouze subjektivně, dle pocitu vyšetřujícího. Vidět však můžeme hyperreflexii napínavých reflexů, čímž se také projevuje. Rozlišujeme dva typy napínavých reflexů - tonické a fázické. Při spasticitě je práh reflexů výrazně snížen a dochází tedy k hyperreflexii. Když je práh reflexu dostatečně nízký, může se reflex nastartovat samovolně a výsledkem je rytmický klonus, který jako jediný projev spasticity může pacienta reálně handicapovat (Jech, 2015). Tonické reflexy naopak závisejí na intenzitě podnětu. Delší protažení svalu je spojeno s větší intenzitou podnětu a vyvolá větší aktivitu svalu.

V extrémním případě může kontrakce přetrvat i po ukončení pasivního pohybu, tedy v situaci, kdy je sval dostatečně pasivně protažen. Tomuto jevu říkáme statický napínací reflex, který se při opakovaném pohybu vyčerpává. Dochází tak k habituaci, která je pro spasticitu typická. Habituaci můžeme využít při fyzioterapii, ale naopak nám ztěžuje objektivní vyšetření spasticity, např. u Ashwortovy škály, protože při opakovaném pasivním pohybu se spasticita uměle snižuje (Jech, 2015).

b) Spastická dystonie

Spastická dystonie se projevuje mimovolným stahem paretických svalů za klidového stavu. Spastickou dystonií lze objektivizovat například pomocí EMG. Spastická dystonie je na rozdíl od spasticity na pacientovi patrná, jelikož je zodpovědná za abnormální postavení končetin v klidu. Bývá tedy příčinou funkčního handicapu. Výsledné postavení končetin záleží na tom, zda převažuje aktivita flexorů či extenzorů. Spastická dystonie se vyskytuje u centrálního typu léze a není vyprovokována žádným zevním podnětem. Její původ je eferentní (Jech, 2015). Dle prof. Graciese (2005b) ji lze zmírnit opakovaným pasivním protahováním, je tedy závislá i na aferentních podnětech. Abnormální postavení končetin pacientovi jednak stěžuje provádění běžných denních činností jako oblékání, ztížená hygiena, jednak má významný sociální aspekt a vliv na psychiku, jelikož je pro okolí na první pohled nepřehlédnutelné. Spastická dystonie může mít pro pacienta ale i pozitivní důsledky, a to, že jinak ochrnutou a ve funkci nepoužitelnou končetinu může funkčně využít, například v sevřené dlani něco přidržet, či dystonickou končetinu využít k opěrné funkci při chůzi. Abnormální postura nemusí být vždy způsobena výhradně dystonií, může být podmíněna zkrácením svalu, šlachy, kontrakturou či retrakcí kloubního pouzdra, či jejich kombinací (Jech, 2015).

c) Spastická kokontrakce

Pro správné provedení pohybu je potřeba nejen správná aktivace agonisty, ale i inhibice antagonisty. Spastická kokontrakce se projevuje zejména při aktivním pohybu a je způsobena aktivací antagonisty současně s agonistou. To vede ke špatné koordinaci pohybu (Vinti et al., 2012). Ze všech projevů zvýšené svalové aktivity většinou vadí pacientovi nejvíce, jelikož se tato kokontrakce s vykonávaným úsilím o provedení pohybu zhoršuje. Při volném pohybu dojde k selhání reciproční inhibice a projeví se zvýšená aktivita antagonisty. Svalové kokontrakce jsou dobře patrné při opakovaných pohybech, kdy jeden pohyb, například flexe, je prováděn bez obtíží a opačný pohyb –

extenze vážne kvůli současné aktivitě flexorů a extenzorů (Jech, 2015). Spastická kokontrakce je částečně způsobena nesprávným zacílením supraspinálního povelu. Ačkoliv je kokontrakce (tj. současná aktivita u agonisty i antagonisty) běžná při normálním lidském pohybu, u spastické parézy je přítomna v nadměrné míře. Kokontrakce se u zdravých jedinců objevuje zejména během nové aktivity a snižuje se tréninkem a zvyšující se úrovní dovedností (Gracies, 2005b).

d) Další projevy zvýšené svalové aktivity

Dalším typem svalové hyperaktivity jsou patologické extrasegmentové kokontrakce, z nichž nejčastější je spastická synkineze, dalšími možnými typy jsou atetóza či chorea. Jde o mimovolní pohyby, které se stejně jako spastické kokontrakce objevují spolu se snahou o volní aktivitu, avšak na rozdíl od spastické kokontrakce vznikají v oblastech vzdálených od agonisty (Yelnik, 2010). Podobně jako spastická kokontrakce mají i synkineze supraspinální původ a vznikají kvůli přetečení aktivity na kortikální úrovni, kdy se vzruch šíří na vzdálenější segmenty. Tento jev způsobí pohybové synergie, jako například pohyby trupem či dolní končetinou při pohybu rukou, pohyb v rameni při snaze o pohyb prstů, či pohyby horních končetin při chůzi (Jech, 2015). I aferentní podněty jako například lehký dotyk, zarostlý nehet, přeplněný močový měchýř, zánětlivé iritace či bolestivé podněty mohou u pacientů se spastickou parézou kvůli sníženému prahu také vyvolat abnormální pohyby, stejně tak mohou mimovolní pohyby nastat při zívání či kašli (Jech, 2015).

Jednotlivé symptomy syndromu horního motoneuronu jsou u pacienta v různém poměru. Dle studie Van Reeth et al. (2013), kteří porovnávali rozdíly v motorickém deficitu u dospělých osob se spastickou parézou získanou v dětství a získanou v dospělosti, dospěli k závěru, že osoby, které mají spastickou parézu získanou v raném věku, mají motorický deficit více mechanického původu, tedy převládají u nich kontraktury měkkých tkání, než lidé s poškozením získaným v dospělosti, u nichž je motorický deficit spíše neurologického původu (spasticita a paréza). Je proto velice důležité znát patofyziologii léze centrálního motoneuronu a umět jednotlivé složky tohoto syndromu odlišit spolehlivým vyšetřením (viz kapitola 2.3). Každá složka totiž reaguje na specifický způsob léčby a správnou indikací můžeme dosáhnout lepších léčebných výsledků (viz kapitola 0). V tomto ohledu je nezbytná mezioborová spolupráce, zejména neurologa s fyzioterapeutem.

Svalová hyperaktivita může být ovlivněna mnoha faktory - mění se během dne, záleží na pozici kloubů, okolní teplotě, pacientově psychickém rozpoložení a také na výše zmíněných bolestivých podnětech. Na to je důležité myslet při vyšetření svalové hyperaktivity a vyšetřující by měl vyšetření pokaždé provádět ve stejnou denní hodinu za konstantních podmínek (Yelnik, 2010).

Nesmíme opomenout, že léze centrálního motoneuronu může být spojena i s dalšími problémy jako jsou porucha propriocepce, hypestézie či prostorová agnózie, které prohlubují motorický deficit. Dále se také může objevit centrální či periferní bolest, poruchy termoregulace, inkontinence moči a stolice. Časté jsou také poruchy artikulace, fonace, polykání a také možné kognitivní poruchy (Jech, 2015; Štětkářová, 2013).

V následující kapitole jsou uvedeny nejčastěji používané vyšetřovací postupy léze centrálního motoneuronu.

2.3 Možnosti vyšetření spasticity

2.3.1 Kineziologický rozbor

Vyšetření pacientů se spastickým syndromem zahájíme důkladným odebráním anamnézy a kineziologickým rozbohem včetně neurologického vyšetření, následuje vyšetřování specifickými škálami a testy pro zhodnocení stupně spasticity a jejich složek, což je klíčové pro stanovení vhodné terapie (Kaňovský, 2004).

Pacienti se spastickým syndromem mívají typické poruchy držení těla i motoriky, které vidíme již při vstupu pacienta do ordinace. Všimáme si patologického postavení končetin, které je způsobeno spastickou dystonií. Pro spastické hemiparézy je typické Wernickeovo-Mannovo držení, kdy je horní končetina na postižené straně v abdukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, semiflexi v loketním kloubu, pronaci předloktí a flexi zápěstí a prstů. Dolní končetina na afektované straně je v extenzi kyčelního a kolenního kloubu, plantární flexi a varózním postavení hlezenního kloubu a prsty jsou flektovány. Pro spastickou diparézu je typické nůžkovité postavení dolních končetin, tedy addukce a vnitřní rotace kyčelních kloubů, semiflexe kolenních kloubů a plantární flexe v hlezenních kloubech (viz Obr. 2). U spastické kvadruparézy nacházíme v různé míře patologické postavení na všech končetinách. Všimáme si trofiky svalů. Sledujeme celkovou mobilitu pacienta, tedy používání kompenzačních pomůcek (berle, ortézy,

případně typ vozíku a vhodnost jeho používání, kompenzační pomůcky v koupelně atd.), přesuny, mobilitu na lůžku, vertikalizaci do sedu a stoje, stabilitu sedu a stoje s oporou i bez ní dle pacientova stavu. Vyšetřujeme chůzi i její modalitu. Pro pacienty se spastickou diparézou je typická tzv. „nůžkovitá chůze“, která vychází z výchozího postavení končetin popsaného výše. Stehna se třou o sebe, kolena v semiflexi míří mediálně a pacient chodí po špičkách. Pohyb dolních končetin je doprovázen kompenzačními pohyby trupu i horních končetin k udržení stability. Kroky bývají krátké a rychlé (Kaňovský, 2004).



Obr. 2: Postura typická pro spastickou diparézu (autorské foto)

Palpačně vyšetříme tonus svalů, neboť spastické svaly bývají tužší s větším odporem na tlak. Aktivní i pasivní hybnost vyšetřujeme u pacientů se spastickým syndromem spíše orientačně. Pasivní pohyby měříme úhloměrem a zapisujeme ve formátu SFTR (sagitální – frontální – transversální - rotační). Při pasivním pohybu u spastických svalů zjistíme výrazný odpor, který je závislý na rychlosti protažení (Kaňovský, 2004). Aktivní pohyblivost vyšetřujeme orientačně, uvádíme, zda je možné pohyb vykonat v plném rozsahu pohybu a proti odporu a zda je pohyb doprovázen synkinezemi. Vyšetření dle Jandova svalového testu ani vyšetření pohybových stereotypů není u léze centrálního motoneuronu vhodná. Vyšetření zkrácených svalů nám objasní přítomnost kontraktur. Důležité je také vyšetření dechového stereotypu (Kaňovský, 2004).

Neurologické vyšetření zahájíme orientačním vyšetřením úrovně kognitivních a řečových funkcí, které jsou důležité pro další spolupráci s pacientem, a přizpůsobujeme se jí při volbě terapie. Následuje orientační vyšetření jednotlivých hlavových nervů. Klíčové je pak vyšetření šlachookosticových reflexů a pyramidových jevů, kde u pacientů pozorujeme hyperreflexii a možné je i vyvolání klonu. Typická je také rozšířená zóna výbavnosti reflexů. Naopak exteroceptiví a posturální reflexy bývají snižené až nevýbavné (Kaňovský, 2004). Pyramidové (spastické) jevy iritační a zánikové (paretické) jevy jsou patologické a jsou výbavné pouze u lézí centrálního motoneuronu (Kolář et al., 2009). Pozitivní iritační jevy jsou známkou léze pyramidových drah, zánikové jevy značí lézi I. motoneuronu. Na horních končetinách vyšetřujeme iritační (spastické) jevy - Justerův a Hoffmanův příznak a zánikové (paretické) jevy - Mingazzini, Hanzalův příznak, Rusecký, Dufour a Barré. Na dolních končetinách to jsou iritační jevy Babinského, Chaddockův a Oppenheimův příznak a zánikové jevy Mingazzini a Barré. Dále vyšetřujeme povrchové a hluboké cití, mozečkové funkce a dotazujeme se na funkci sfinkterů (Kaňovský, 2004; Ambler, 2006).

Jak vyplývá z kineziologického rozboru, spastický syndrom u pacientů je obecně snadné rozpoznat, avšak je obtížné jej kvantifikovat. Vzhledem k nejednoznačné definici spasticity nejsou v současné době pevné hodnotící škály, což je dáno i různými přístupy k hodnocení stupně spasticity (Štětkářová, 2013). Existuje řada klinických škál pro měření stupně spasticity, které lze rozdělit podle parametrů, které jimi měříme. Například hodnocení svalového tonu a rozsahu pohybu (MAS, Tardieu škála, svalový tonus adduktorů), frekvence spasmů (Pennova škála), hodnocení celkového motorického postižení a omezení denních aktivit (Barthel index, test funkční soběstačnosti), hodnocení bolesti (VAS) (Štětkářová a Ehler, 2012).

Dále budou podrobně popsány nejvíce používané hodnotící škály.

2.3.2 Ashworthova škála a Modifikovaná Ashworthova škála

Ashworthova škála (AS) byla původně vytvořena Bryanem Ashworthem v roce 1964 ke zhodnocení antispastického efektu léku na horních končetinách u pacientů s roztroušenou sklerózou (Ashworth, 1964). Její využití bylo dále rozšířeno i na pacienty s jinými neurologickými diagnózami, jako cévní mozková příhoda, traumatická poranění mozku a míšní poranění. Jde o pěti stupňovou škálu se stupni 0 - 4, která se používá ke kvantifikaci svalového tonu. Jde o jednoduchý a rychlý test, k jehož

provedení nejsou potřeba žádné nástroje (Figueiredo a Zeltzer, 2011).

V roce 1987 Bohannon a Smith modifikovali tuto škálu přidáním stupně 1+ a jemnými změnami definic jednotlivých stupňů (Štětkářová a Ehler, 2012). Důvodem bylo zvýšit citlivost testu a zjednodušit jeho hodnocení. Nová škála byla pojmenována Modifikovaná Ashworthova škála (Modified Ashworth scale, MAS) (Figueiredo a Zeltzer, 2011).

MAS hodnotí odpor během pasivního protažení měkkých tkání. Tímto testem lze velmi dobře testovat svalový hypertonus v lokti, zápěstí, prstech, a na dolní končetině u flexorů bérce i lýtkových svalů (Štětkářová a Ehler, 2012). Jde o rychlý a jednoduchý test, který nám může pomoci zhodnotit efekt terapie.

Obecné instrukce pro testování MAS (Bohannon & Smith, 1987):

- Výchozí poloha pacienta je vleže na zádech.
- Pacient je instruován, aby byl relaxovaný.
- Jestliže testujeme sval, který primárně provádí flexi v kloubu, uvedeme nejprve kloub do jeho maximální flexe a poté provedeme pasivní pohyb do maximální extenze kloubu během jedné sekundy.
- Jestliže testujeme sval, který primárně provádí extenzi kloubu, nejprve provedeme maximální extenzi v kloubu a poté během jedné sekundy provedeme pasivní pohyb do maximální flexe.
- Rychlost provedení je až 80°/sec (Ehler, 2015).
- Pohyb v jednom kloubu provádíme maximálně třikrát, neboť při dalším opakování by výsledky testu mohly být zkresleny krátkodobým efektem protažení svalů.
- MAS provádíme před goniometrickým měřením, abychom předešli ovlivnění výsledků krátkodobým efektem protažení.
- Při opakování by měl být test prováděn jedním terapeutem a ve stejnou denní dobu.

Testy AS a MAS vyhodnotíme podle následujících tabulek:

Tab. 1: Ashworthova škála (Štětkářová et al., 2012)

0	Žádný vzestup svalového tonu
1	Lehký vzestup svalového tonu, klade zvýšený odpor (catch) při flexi i extenzi
2	Výraznější vzestup svalového tonu, avšak končetinu lze snadno flektovat
3	Podstatný vzestup svalového tonu - pasivní pohyb je obtížný
4	Končetiny jsou ztuhlé do flexe i extenze

Tab. 2: Modifikovaná Ashworthova škála (Bohannon & Smith, 1987 dle Štětkářová et al., 2012)

0	Žádné zvýšení svalového tonu
1	Mírné zvýšení svalového tonu, které se projeví zárazem („catch“) následovaným uvolněním nebo minimálním odporem na konci prováděného pohybu
1+	Mírné zvýšení svalového tonu, které se projeví zárazem následovaným minimálním odporem až do konce pohybu- méně než polovina rozsahu
2	Zvýšené napětí v průběhu většiny rozsahu pohybu, ale pasivní pohyb jde lehce provést
3	Značné zvýšení svalového tonu, provedení pasivního pohybu je obtížné
4	Rigidní flexe nebo extenze

Modifikovaná Ashworthova škála je jedním z nejčastěji užívaných forem testu pro vyšetření spasticity. O tom svědčí počet odkazů jak na odborných fórech, tak na běžně dostupných vyhledávacích. Obě škály jsou používány v domnění, že hodnotí spasticitu. Ve skutečnosti měří kombinaci kontraktur měkkých tkání, spasticity a spastické dystonie (Patrick a Ada, 2006).

2.3.3 Modifikovaná Tardieu škála

Tardieuho škálu (TS) vytvořil G. Tardieu v roce 1954. Roku 1999 byla škála modifikována Boydem a Grahamem za účelem zvýšit spolehlivost testu a tím vznikla Modifikovaná Tardieu škála (MTS) (Abolhasani et al., 2012). TS a MTS hodnotí odpor pasivnímu pohybu při různých rychlostech provedení pohybu. Díky tomu je na rozdíl od AS a MAS možné oddělit dva klíčové faktory vysvětlující zvýšený odpor pasivnímu protažení, konkrétně kontrakturu (neneurální faktor) a spasticitu (neurální faktor) (Glinsky, 2016).

Vyšetření je prováděno pasivním protažením svalu ve třech rychlostních úrovních V1, V2 a V3:

Tab. 3: Tardieuova škála – rychlostní úrovně protažení (V1-V3) (Štětkářová et al., 2012)

V1	Pohyb se provádí co nejmenší rychlostí, pomaleji než pokles končetiny vlivem gravitace
V2	Rychlost pohybu segmentu končetiny odpovídá rychlosti pádu končetiny na podkladě gravitace
V3	Pohyb se provádí co největší rychlostí, rychleji než pád končetiny vlivem gravitace

Rychlost V1 je pod prahem pro jakýkoliv napínací reflex a poskytuje hodnocení pasivního rozsahu pohybu. Rychlost V2 odpovídá rychlosti gravitace a používá se pouze u vyšetřování extenzorů kolene, extenzorů zápěstí a flexorů lokte. Protažení nejvyšší rychlostí V3 maximalizuje zapojení napínacího reflexu (Gracies et al., 2010b).

Pro rychlost V2 a V3 hodnotíme úhel svalové reakce (záraz - catch, klonus) (Y) a kvalitu svalové odpovědi na napínací reflex (X). X bodujeme stupni 0 - 5 dle svalové odpovědi následovně (Štětkářová et. al., 2012):

Tab. 4: Tardieu škála kvalita svalové odpovědi (X) (Štětkářová et al., 2012)

0	Žádný odpor svalu během pasivního pohybu
1	Lehký odpor pohybu bez jasného zárazu (catch) v určitém úhlu pohybu
2	Záraz (catch) v určitém úhlu pasivního pohybu následovaný uvolněním
3	Unavitelný klonus po dobu menší než 10 sec, který nastane v určitém úhlu pasivního pohybu
4	Neunavitelný klonus - trvající déle než 10 sec, který nastane v určitém úhlu pasivního pohybu
5	Imobilita v kloubu

Úhel svalové reakce (Y) měříme vůči poloze svalu v minimálním protažení (odpovídá nulovému postavení) u všech kloubů, mimo kyčelního, tento úhel závisí na klidové anatomické poloze (Boyd a Graham, 1999).

Měřením tedy získáme tři údaje. Měřením pasivního rozsahu pohybu (ROM) rychlostí V1 získáme elastickou komponentu označovanou jako R2. Měřením úhlu svalové reakce (Y) při rychlosti V3 či V2 získáme dynamickou komponentu nazývanou R1. Jako třetí máme údaj o kvalitě svalové odpovědi na napínací reflex (X). Pro vyhodnocení výsledků je velmi důležitý rozdíl komponent R2 - R1, který se dle Gracies et al. (2010b) označuje jako úhel spasticity. Tento rozdíl ukazuje podíl spasticity

a svalových kontraktur a udává tak míru dynamické složky. Velký rozdíl mezi R2 a R1 značí velký podíl dynamické složky, tedy větší podíl spasticity. Menší rozdíl mezi R2 a R1 v menší polovině normální délky svalu značí převážně fixovanou kontrakturu (Boyd a Graham, 1999; Barnes, 2008).

Zásady při vyšetřování (Štětkářová et al. 2012; Gracies et al., 2010a):

- Testovat vždy ve stejnou denní dobu.
- Při testování dané končetiny vždy zachovat stejnou polohu těla - vyšetření probíhá vleže na zádech pro dolní končetiny a vsedě pro horní končetiny s hlavou ve středním postavení.
- Ostatní segmenty včetně hlavy a šíje jsou stále ve stejné poloze.
- Při opakovaném testování provádí test vždy tatáž osoba.
- Před protažením rychlostí V2 a V3 je důležité nejprve sval relaxovat, čehož můžeme dosáhnout rychlými opakovanými pohyby v opačném směru, než bude provedeno protažení.

Testování probíhá v následujících doporučených výchozích polohách, pozicích kloubů a rychlostech (Boyd a Graham, 1999):

Tab. 5: Polohy pro testování TS - horní končetiny (Boyd a Graham, 1999)

Horní končetina			
Výchozí poloha	vsedě, s 90° flexí v loketním kl		
ramenní kl.	horizontální adduktory	V3	
	vertikální adduktory	V3	
	vnitřní rotátory	V3	
loketní kl.	flexory	V2	ramenní kl. v addukci
	extenzory	V3	ramenní kl. v addukci
	supinátory	V3	ramenní kl. v addukci
	pronátory	V3	ramenní kl. v addukci
zápěstí	flexory	V3	
	extenzory	V3	
	mm. interossei palmares	V3	
	mm. interossei dorsales	V3	

Tab. 6: Polohy pro testování TS - dolní končetiny (Boyd a Graham, 1999)

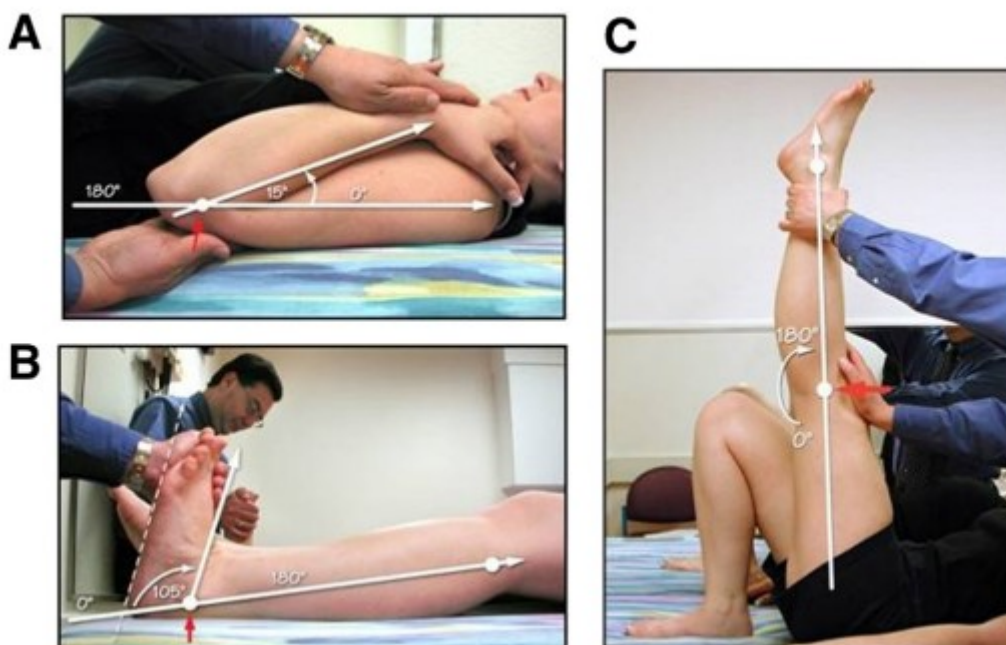
Dolní končetina			
Výchozí poloha	Vleže na zádech		
kyčelní kl.	extenzory	V3	extenze kolenního kl.
	adduktory	V3	flexe kyčelního / kolenního kl.
	zevní rotátory	V3	flexe kolenního kl. 90°
	vnitřní rotátory	V3	flexe kolenního kl. 90°
kolenní kl.	extenzory	V2	flexe kyčelního kl. 90°
	flexory	V3	flexe kyčelního kl.
hlezenní kl	plantární flexory	V3	flexe kolenního kl. 90°

2.3.4 Five-Step Clinical Assessment in Spastic Paresis

Autorem Vyšetření spastické parézy v pěti krocích (Five-step clinical assessment in spastic paresis, 5-SCA) je francouzský neurolog prof. Jean-Michel Gracies, MB., PhD. Profesor Gracies vede neurorehabilitační programy a klinické výzkumné projekty se zaměřením zejména na diagnostiku a terapii spastické parézy, parkinsonských syndromů, tremoru či obrny lícního nervu a je celosvětově uznávaným odborníkem a mezinárodním koordinátorem studií zkoumajících spasticitu s užitím botulotoxinu. Dr. Gracies validoval a popularizoval výše popsanou Tardieu škálu, kterou později začlenil do svého konceptu Five-step clinical assessment (NeuroRehabResource, ©2017). Mezi další jeho zásadní práce patří definice fenoménu svalové kokontrakce a zhodnocení jejího významu jakožto nejzávažnějšího symptomu spastické parézy a terapeutický koncept Dohody o reedukačním tréninku, který bude popsán v kapitole 0.

Five-step clinical assesment je jedinečný test, který navazuje na Tardieu škálu a jejíž myšlenku dále rozšiřuje. Na rozdíl od ostatních testů je 5-SCA schopen odlišit svaly hyperaktivní, zkrácené a paretické a díky tomu umožňuje zvolení cílené terapie na jednotlivé složky spastické parézy, jelikož každá z nich vyžaduje jiný přístup. V prvních čtyřech krocích tohoto testu hodnotíme schopnost každé svalové skupiny odporovat pohybu, nikoliv její sílu pohyb generovat, jak je tomu u běžných testů. Tento způsob hodnocení vychází z myšlenky konceptu, že motorická porucha u spastické parézy je více závislá na pasivním a aktivním odporu protahovaného svalu a měkkých tkání, než na vlastním oslabení povelu. Krok 1 a 2 odpovídá výše popsané Tardieu škále a hodnotí kapacitu pasivního odporu pohybu za různých rychlostí prováděného pohybu,

krok 3 a 4 hodnotí schopnost aktivního odporu pohybu. Krok 5 hodnotí funkci končetiny. Všechny kroky vyšetření jsou kvantitativní. První čtyři kroky vyšetření kvantifikují potenciál antagonisty každé svalové skupiny. U prvních tří kroků měříme úhel, který však není založen na anatomických principech, nýbrž nulový úhel je úhel minimálního napětí vyšetřované svalové skupiny viz Obr. 3. Tento bod minimálního napětí vyšetřované svalové skupiny je brán jako referenční bod u každého hodnoceného pohybu, jelikož se jedná o bod, kde začíná nástup odporu. U čtvrtého kroku měříme počet opakování provedeného pohybu, u pátého kroku čas (Gracies et al., 2010a).



Obr. 3: Výchozí nulové polohy, odpovídající minimálnímu protažení vyšetřovaného svalu. A – flexory loketního kloubu, B – plantární flexory, C – flexory kolenního kloubu (Gracies, 2010b)

Po přezkoumání definic a charakterizací klíčových jevů u spastické paraparézy prof. Gracies v roce 2015 metodu doplnil o výpočty koeficientů zkrácení, spasticity, parézy a únavy svalu, které by měly usnadnit zvolení cílené a specifické léčby.

2.3.4.1 Krok 1: Maximální rozsah pasivního pohybu (X_{VI})

V prvním kroku, stejně jako u Tardieuho metody, vyšetřujeme nekontraktilní složku svalu, tedy jeho zkrácení. Každá svalová skupina je vyšetřována velmi pomalým a silným pasivním protažením (Gracies et al., 2010a).

Protahování musí být tak pomalé, jak jen je to pro vyšetřujícího možné. Pomalé provedení slouží k eliminování případného napínacího reflexu, který by mohl být vyvolán během manévru. Tato pomalá rychlost je označována dle Tardieu V1. Důležité také je, aby byl pohyb proveden co největší možnou silou a do maximální možné délky svalu, svalová a kloubní integrita však nesmí být ohrožena. Maximální síla slouží k překonání spastické dystonie a umožňuje nám tak získat úhel, který je co nejbližší pouze odporu měkkých tkání. Tím získáme informace o zkrácení svalu a kontrakturách měkkých tkání. Úhel, ve kterém již odpor měkkých tkání není možné překonat silou vyšetřujícího, je definován jako pasivní rozsah pohybu proti vyšetřované svalové skupině (X_{V1}). Protahování by mělo být přerušeno, pokud vyšetřující cítí, že integrita měkkých tkání je ohrožena, nebo pokud pacient cítí bolest. Pokud během protahování dojde k bolesti, maximální rozsah pohybu nemůže být hodnocen (Gracies et al., 2010a).

Pokud i přes velmi pomalý a silou vykonávaný pohyb není vyšetřující schopen odlišit kontrakturu měkkých tkání a vážnou spastickou dystonii (obvykle u starších a závažných lézí CNS) a pokud toto odlišení je pro terapeutické rozhodnutí zásadní, je možno provést motorický blok v dané oblasti podáním lokálního anestetika (Gracies et al., 2010a).

Vzhledem k tomu, že hodnota X_{V1} může být více či méně vzdálena od anatomického úhlu testovaného kloubu a vztah těchto dvou úhlů nebyl prozatím v testování vyjádřen, prof. Gracies v roce 2015 vyšetření doplnil o výpočet koeficientu zkrácení, který tento vztah reflektuje. Doslovně by se měl nazývat koeficient „funkčního“ zkrácení svalu, jelikož se nejedná o čistě svalovou délku, ale také o kontrakturu ostatních měkkých tkání. *Koeficient zkrácení* vyjadřuje kombinaci svalové kontraktury a reziduální spastické dystonie ve vztahu k očekávanému normálnímu pasivnímu rozsahu.

$$\text{Koeficient zkrácení} = (X_N - X_{V1}) / X_N$$

X_N („normal“ angle) odpovídá standardním anatomickým hodnotám nebo v případě hemiparézy může být použit maximální rozsah v kloubu na zdravé končetině (Gracies, 2015).

2.3.4.2 Krok 2: Úhel zarázu (catch) nebo klonu (X_{V3}) a stupeň spasticity (Y) - Tardieu škála

V druhém kroku je každá svalová skupina vyšetřena rychlým pasivním protažením svalu. Vyšetřující se snaží vyvinout co největší možnou rychlost ($V3$). Před samotným vyšetřením je důležité, aby se vyšetřující ujistil, že vyšetřovaný sval je relaxován, čehož je možno docílit bezprostředně před rychlým protažením provedením inhibičního manévru nebo rychlými opakovanými pohyby do opačného směru než je plánované protažení. Dle Tardieu škály dále hodnotíme dva parametry: 1) úhel zarázu (“catch”) nebo klonu, který odpovídá prahu pro vyvolávání napínacího reflexu a 2) stupeň spasticity (Gracies et al., 2010a).

Úhel zarázu nebo klonu, označovaný jako X_{V3} je důležitá hodnota, která zřejmě koreluje se stupněm citlivosti k protažení, stejně jako se spastickou kokontrakcí během fázického pohybu. Tuto možnou korelaci je dle Graciese ještě nutné systematicky analyzovat. X_{V3} je také závislé na délce svalu a jeho pasivní protažitelnosti, tedy na hodnotě X_{V1} . Rozdílem těchto hodnot dostáváme důležitý parametr - úhel spasticity (X), který vyjadřuje práh pro vyvolání napínacího reflexu s menší závislostí na délce měkkých tkání (X_{V1}), než samotné X_{V3} .

Stupeň spasticity, označovaný jako Y, hodnotí charakter reakce, která nastala po rychlém protažení. Jeho hodnocení je identické s Tardieu škálou (viz Kapitola 2.3.3).

Hodnoty X_{V3} , X a Y nám dávají informace o svalové hyperaktivitě a jsou citlivé k použití lokální chemické blokády (botulinum toxin či alkoholové sloučeniny) (Gracies et al., 2010a).

I tento krok Gracies (2015) doplnil o koeficient. Jde o *koeficient spasticity*, který vyjadřuje úhel zarázu nebo klonus (X_{V3}) ve vztahu k maximálnímu pasivnímu rozsahu pohybu získanému v Kroku 1 (X_{V1}).

$$\text{Koeficient spasticity} = (X_{V1} - X_{V3})/X_{V1}$$

2.3.4.3 Krok 3: Aktivní rozsah pohybu (X_A)

Pro každý vyšetřený pasivní pohyb následně vyšetřující vyzývá pacienta k provedení aktivního pohybu proti svalové skupině vyšetřované v předchozích krocích. Aktivní pohyb je prováděn v co největším rozsahu pohybu do té míry, než je aktivní síla agonistického svalu vyrovnána kombinací pasivního odporu měkkých tkání a spastické

kokontrakce napínaného antagonisty (Gracies et al., 2010a).

Čistý výsledek je tedy nábor agonistického svalu minus kombinovaný odpor pasivních ztuhlých měkkých tkání a spastické kokontrakce ve vyšetřované svalové skupině. Získáme tak aktivní rozsah pohybu (X_A).

Dále získáváme *Úhel parézy* (Z), který je rozdílem maximálního pasivního rozsahu (X_{V1}) a aktivního rozsahu pohybu (X_A): $Z = X_{V1} - X_A$. Úhel parézy vyjadřuje schopnost aktivního pohybu v rámci dostupného pasivního rozsahu, a to ve způsobu méně závislém na délce měkkých tkání (X_{V1}) než vlastní X_A (Gracies et al., 2010a).

Koeficient počítaný v kroku 3 se označuje jako *koeficient parézy*, který měří míru poškození aktivního výkonu pohybu proti testovanému antagonistovi (X_A) ve vztahu k funkční délce svalu (X_{V1}). Udává nám tedy informaci o schopnosti svalu překonat pasivní (zkrácení) a aktivní (spastická kokontrakce) odpor antagonistů (Gracies, 2015).

$$\text{Koeficient parézy} = (X_{V1} - X_A) / X_{V1}$$

2.3.4.4 Krok 4: Frekvence rychle se opakujících pohybů

Tento krok měří maximální frekvenci rychlých opakujících se pohybů v maximálním rozsahu pohybu (X_{A15}), hodnotí tedy opakovatelnost výkonu kroku 3. Pacient vykonává stejný aktivní pohyb v maximálním rozsahu - jako byl naměřen v předchozím kroku, poté se vrací do výchozí pozice a pohyb opakuje znovu, přičemž se snaží o co největší počet opakování v omezeném čase (např. 15 sec). Počet opakování v maximální amplitudě ukazuje schopnost pacienta opakovat rychlý pohyb i přes možnost zhoršující se spastické kokontrakce se zvyšující se únavou. Schopnost opakovaných pohybů je nezbytná pro řadu běžných denních činností, jako je chůze, psaní, stravování (pohyb talíř - ústa) či artikulace řeči. Tento krok vyšetření tak nejlépe představuje korelát aktivní funkce v rámci těchto prvních čtyř kroků (Gracies et al., 2010a).

Koeficient únavy kvantifikuje snížení amplitudy v patnáctisekundové sérii a poskytuje nám údaj o únavě svalu, která je centrálního původu (Gracies, 2015).

$$\text{Koeficient únavy} = (X_A - X_{A15}) / X_A$$

2.3.4.5 Krok 5: Aktivní funkce

Krok 5 umožňuje objektivní hodnocení aktivní funkce končetin. Pro toto hodnocení Gracies et al. (2010a) volí z velkého množství existujících testů a škál hodnotících funkci ty testy, které co nejlépe reprezentují běžné reálné situace v životě pacienta. Pro dolní končetiny využívá 10m test chůze (10 metres walk test - 10MWT), nebo 2min test chůze, pro horní končetiny pak Modifikovaný Frenchay arm test.

Horní končetiny

Pro měření funkce využíváme *Modifikovaný Frenchay arm test (MFS)*. Původní Frenchay arm test publikovaný DeSouzou et al. v roce 1980 byl určen výhradně pro pacienty s hemiparézou a hodnotí sedm aktivit běžného denního života. Tento test byl vzhledem k nízké senzitivitě upraven prof. Graciesem a jeho spolupracovníky (Gracies et al., 2010a). K původnímu testu byly přidány 3 bimanuální činnosti, celkem tedy hodnotí 10 činností, z toho 6 bimanuálních. Test je navíc nahráván na video a původní hodnocení typu „prošel/neprošel“ bylo změněno na 10ti stupňové hodnocení, kdy kvalitu provedení jednotlivých aktivit zaznamenává vyšetřující na desetistupňové vizuální analogové škále. Body za jednotlivé činnosti jsou na závěr sečteny a výsledkem je jedno číslo udávající celkovou míru funkčnosti končetin.

Tento test je jednoduchý na provedení, časově i materiálně nenáročný (vyšetření trvá do 15 min a jako pomůcky se využívají běžné předměty jako láhev, kartáček a zubní pasta, sklenička či přístroj) a pro pacienta dobře srozumitelný, jelikož zahrnuje běžné aktivity denního života (Gracies et al., 2010a).

Hodnocené činnosti dle Gracies et al. (2010a):

1. Otevřít a zavřít sklenici pomocí obou končetin.
2. Nakreslit čáru pomocí pravítka za použití obou končetin.
3. Uchopit a zdvihnout velkou láhev a následně položit a uvolnit láhev ze sevření dlaně.
4. Uchopit a zdvihnout malou láhev a následně položit a uvolnit láhev ze sevření dlaně.
5. Zvednout skleničku a přiblížit ji k ústům.
6. Zapíchnout tři špendlíky na okraj papírové podložky - bimanuálně.
7. Zvednout hřeben a napodobit česání vlasů.
8. Nanést pastu na zubní kartáček za použití obou končetin.

9. Zdvihnout nůž a vidličku a napodobit krájení.

10. Zamést podlahu koštětem s použitím obou horních končetin.

Další doporučený test pro hodnocení funkce spastické horní končetiny je *Disability Assessment Scale* (DAS). Velice důležité je do vyšetření zahrnout i pacientovo subjektivní hodnocení funkce. K tomuto účelu se z řad testů profesoru Graciesovi osvědčil *The Global Subjective Self-Assessment*, v kterém pacient na vizuální analogovou škálu odpovídá na otázky ve třech doménách - bolest, ztuhlost a aktivní funkce končetiny (Gracies et al., 2010a).

Dolní končetiny

Pro objektivní hodnocení funkce dolní končetiny používá prof. Gracies vyšetření při chůzi, která představuje hlavní funkci dolních končetin. K tomuto účelu využívá *10ti metrový test chůze* (10-Meter Walk Test, 10MWT), který byl vytvořen Bohannonem et al. v roce 1996.

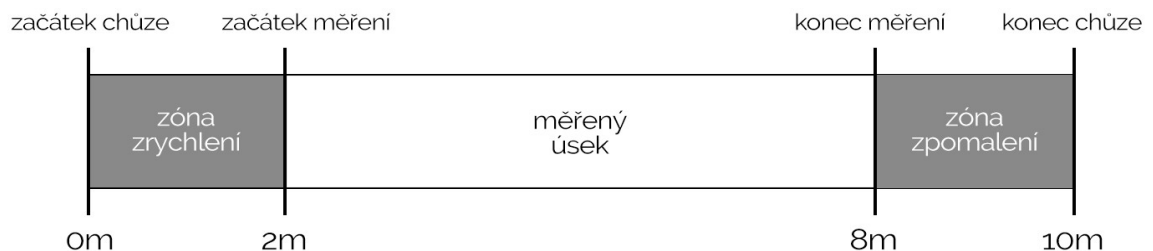
K uskutečnění testu musí být pacient schopen samostatné chůze bez pomoci druhé osoby. Pokud pro chůzi používá kompenzační pomůcky, musí být tato skutečnost včetně poznámky o typu použité pomůcky zaznamenána do výsledkového archu (Rehabmeasures, © 2017).

Postup měření 10MWT (Rehabmeasures, © 2017):

Na rovné zemi je vyhrazena dráha pro chůzi, na které lepicí páskou označíme začátek, tedy 0 metrů, dále vyznačíme 2 metrovou vzdálenost, 8 metrovou vzdálenost a konec, tedy 10 metrů.

Vyšetřovaný začíná chůzi na značce 0m a končí na značce 10m. Terapeut však začíná měřit čas až v momentě kdy pacient překročí značku 2m a měření končí při překročení hranice 8m. Start a konec je měřen v okamžiku protnutí příslušné značky prsty nohy dolní končetiny ve švihové fázi kroku. První a poslední dva metry jsou určeny pro zrychlení a zpomalení chůze pacienta viz Obr. 4. Měření se provádí ve dvou rychlostech chůze, v komfortní rychlosti a při rychlé chůzi. Pacient na značce 0m dostává instrukci, aby šel svou komfortní rychlostí až ke značce 10m. V druhém případě je pacient instruován, aby šel svou maximální možnou rychlostí, která však bude pro pacienta stále stabilní a bezpečná. Pro každou rychlost chůze se doporučuje provést tři opakování a následně vypočítat jejich průměr.

Během testu chůze je možné mimo její rychlosti měřit také počet kroků, kadenci, či index fyziologické náročnosti (physiological cost index), což je podíl rychlosti chůze a rozdílu srdeční frekvence měřené před a po výkonu. Kvalitu pohybu je obtížné objektivně klinicky zhodnotit, nejvhodnějším způsobem pro její zhodnocení je kinematická analýza chůze. Užitečné může být také přidání hodnocení chůze do schodů či chůze na nerovném terénu k odhalení kvalitativních nedostatků, které mohou být maskovány při jednoduché chůzi po rovině. Pro hodnocení vytrvalosti je možné využít 2min nebo 6min test chůze. Pro hodnocení subjektivního vnímání funkce pacientem můžeme využít *Functional Ambulation Classification* nebo *SIP68 mobility subscale*, pro zhodnocení chůze v běžném denním životě. Tyto testy mají dobrou validitu, ale nemají dobrou sensitivitu při opakovaném vyšetření v krátké době (Gracies et al., 2010a).



Obr. 4: 10MWT - 10ti metrový test chůze (volně dle Rehabmesures, © 2017)

Pro shrnutí a přehlednost:

- V 1. kroku měříme maximální rozsah pasivního pohybu X_{V1} .
- Ve 2. kroku měříme: a) úhel zarázu nebo klonu X_{V3} , b) stupeň spasticity Y , c) úhel spasticity (X); $X = X_{V1} - X_{V3}$.
- Ve 3. kroku měříme: a) úhel aktivního rozsahu pohybu X_A , b) úhel parézy (Z); $Z = X_{V1} - X_A$.
- Ve 4. kroku měříme počet opakování pohybu v maximální amplitudě v omezeném čase.
- V kroku 5 měříme aktivní funkci, tedy rychlost chůze během 10ti metrového testu chůze pro dolní končetiny a Modifikovanou Frenchay škálu pro horní končetiny. Tyto je možné doplnit o testy subjektivních pocitů.
- Pro krok 1 - 4 počítáme koeficienty.

Co z jednotlivých kroků lze vyčíst?

- Jestliže Krok 1 ukáže nadměrné zkrácení, v terapii se můžeme zaměřit na protahování zkrácených skupin (Gracies et al., 2010a).
- Jestliže Krok 2 ukáže velký úhel spasticity, nebo Krok 4 ukáže velké zpomalení alternujících pohybů, přes to, že úhel parézy je malý a rozsah pohybu v Kroku 1 je v normě, terapie může být zacílena na posilování agonisty, také může být indikována blokující injekce na vyhodnocené svalové skupiny (Gracies et al., 2010a).
- Krok 2 je používán k hodnocení terapeutických změn v úhlu spasticity či úhlu zarázu, což může sloužit jako indikátor toho, jak dobře byl sval blokován injekcí (Gracies et al., 2010a).
- Vysoký (např. >10%) koeficient zkrácení je ukazatelem pro potřebu cílení terapie na tuto složku; tedy slouží nám jako indikace pro terapii zaměřenou na protahování daných struktur, např. prolongovaným strečinkem (viz kapitola 0). Oproti tomu vysoký koeficient parézy či únavy, které řeší neurální motorické poruchy, budeme ovlivňovat například použitím tréninkových programů, jako jsou např. opakované alternující pohyby v maximální amplitudě (viz kapitola 0) (Gracies, 2015).

2.3.5 Porovnání klinických nástrojů hodnotících spasticitu

K indikaci terapie (fyzioterapie, baklofenové pumpy, léčby pomocí botulotoxinu, operace), k průběžnému sledování efektu rehabilitace, operace či aplikace botulotoxinu, k hodnocení nákladnosti léčby a k porovnání jednotlivých terapeutických metod je zapotřebí použití spolehlivých nástrojů k hodnocení spasticity (Ehler, 2015). Na rozdíl od spastické kokontrakce a spastické dystonie, které mohou být posouzeny pouze kvalitativně, je spasticita jediná forma svalového hypertonu, která může být klinicky kvantifikována. Podmínkou je však prokázána spolehlivost konkrétní hodnotící metody (Gracies et al., 2010b).

Validované klinické škály mají různě vysokou spolehlivost při hodnocení jedním vyšetřujícím v různých časových intervalech (intra-rater reliabilita) i při hodnocení dané škály různými vyšetřujícími (inter-rater reliabilita). Řada škál má jako základní parametr kvantifikaci odporu, který klade spastický sval při pasivním pohybu (Štětkářová, 2013).

V této kapitole jsou porovnány nejznámější škály pro hodnocení spasticity, které byly popsány v předchozí kapitole, konkrétně tedy Ashworthova škála (AS), Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) a Tardieuho a Modifikovaná Tardieuho (TS a MTS) škála, ze které vychází také J. M. Gracies se svým testem 5-SCA.

Dle Gála a Lavičkové (©2016) i Ehlera (2015) je dosud nejčastěji používanou škálou AS a MAS, zejména u dětí ale již převládá použití TS a MTS. To potvrzuje také studie z roku 2006 (Scholtes et al.), která hodnotila použití škál pro vyšetření spasticity. Ve 119 studiích, které splnily kritéria pro zařazení, bylo použito 13 různých klinických nástrojů pro hodnocení spasticity. Ze zkoumaných zdrojů byly v 83 % případů použity nástroje podobné AS, v 10 % TS a zbylých 7 % představovalo ostatní klinické škály.

Zatímco některé starší studie hodnotí MAS s velmi dobrými výsledky - jako například studie Skiild (1998), která zkoumala u 353 jedinců s míšní lézí, zda MAS koreluje s EMG záznamem svalové aktivity - výsledkem byla signifikantní závislost u 80 % záznamů; v novějších studiích je však reliabilita AS a MAS mnohými zpochybňována zejména kvůli subjektivnímu vnímání vyšetřujícího, který zkoušku provádí, a také kvůli skutečnosti, že hodnotí více aspektů protažení končetiny najednou (Barnes, Johnson, Pandyan, 2008; Štětkařová, 2013).

Důležitým faktorem pro výběr kvalitního vyšetřovacího testu také je, zda jsou testy validními nástroji hodnotícími spasticitu. Zásadní podmínkou pro vytvoření validního testu je mít přesnou definici problému, neboť měřit jakýkoliv fyzický jev bez přesné definice není možné, a to platí i pro případ spasticity. Vzhledem k nejednotné definici spasticity (viz kapitola 2.2.1) je i validita testů mnoha autory zpochybňována (Barnes, Johnson, Pandyan, 2008).

Úkolem měření je proto vyvinout postup, který je v souladu s klinickou definicí a vnímáním poruch, a který je zároveň citlivý na důležité proměnné, které stupeň spasticity ovlivňují. Například důležité je ověřit si, zda se vždy při běžně používaných vyšetřovacích postupech rozlišuje mezi spasticitou, kontrakturou nebo jiným abnormálním tonem, jako je rigidita, která se vyskytuje u Parkinsonovy nemoci (Barnes, Johnson, Pandyan, 2008).

Dle výsledků nejedné studie AS a MAS nehodnotí spasticitu, ale kombinaci kontraktury měkkých tkání, spastické dystonie a spasticity, tedy není schopna rozlišit mezi neurální a viskoelastickou složkou svalového tonu a hodnotí je obě dohromady

(Yelnik, 2010; Štětkařová, 2013). Také dle Patrick (2006) a Gracies et al. (2010b) není AS ani MAS vhodnou škálou, jelikož mimo to, že neměří spasticitu, nebere v potaz rychlost a neodpovídá tedy definici spasticity; proto není validním nástrojem.

U MAS a AS je také klinickým problémem, jak správně definovat a testovat catch (záraz) a uvolnění, aniž by hodnocení bylo příliš subjektivní. Při hodnocení je navíc nutné použít pouze první pokus měření, protože po opakovaných pohybech se mění viskoelastické vlastnosti i reflexní odpověď svalu a dochází tak k umělému snížení výsledku (Štětkařová, 2013).

Dle článku 2015 (Ehler) má Ashworthova škála mimo neschopnosti odlišit biomechanické a neurogení změny v měkkých tkáních ještě další nevýhodu, a to že pomocí škály nelze zhodnotit zapojení spastického svalu do určitého pohybu – funkce (stoj, chůze).

Garth a Pandyan (2008) u AS a MAS nedoporučují, aby byla bodování pro jednotlivé svaly sčítána do celkového výsledku, jelikož dva vyšetřující, kteří mají jednotlivá skóre výrazně jiná, mohou přesto dosáhnout podobného souhrnného výsledku (Garth a Pandyan 2008).

Patrick a Ada (2006) ve své studii porovnávali AS a TS u pacientů po CMP s laboratorním měřením EMG. Shoda mezi testováním pomocí TS a EMG byla 100%. Při porovnávání výsledků AS s výsledky z EMG byla shoda pouze 63%, což značí nižší schopnost škály identifikovat spasticitu. To je dle autorů dáno tím, že TS je na rozdíl AS schopna rozlišit mezi spasticitou a kontrakturou měkkých tkání. Rozeznat mezi neurální složkou (spasticitou) a viskoelastickými změnami měkkých tkání (kontrakturami) je však zcela klíčové, jelikož každá z těchto složek reaguje na jinou terapii. Ke stanovení účinné, specifické a cílené terapie a pro hodnocení jejího efektu je nezbytné měřit spasticitu jako takovou. Výsledky Patricka a Ady (2006) potvrdil i Alhusaini et al. (2010), kteří zjistili, že při zjišťování přítomnosti spasticity, přítomnosti kontraktury a závažnosti kontraktury je výrazně účinnější TS než původní AS.

Z výše uvedených důvodů vyplývá, že má AS sníženou validitu. Sníženou validitu má podle Pandyan et al. (2003) i MAS. Navíc má dle nich i sníženou reliabilitu (Pandyan et al., 1999), jelikož citlivější odlišování stupňů 1, 1+ a 2 je subjektivní. Autoři dokonce udávají, že z tohoto důvodu má MAS ještě nižší reliabilitu než AS.

Dle Štětkářové (2013) mohou být dalším důvodem snížené spolehlivosti testů vnější faktory, nedostatečná relaxace svalu před provedením pasivního pohybu či opakované provedení pasivního pohybu pro danou svalovou skupinu.

Mutlu (2008) uvádí, že použití testovacích škál AS a MAS by mělo být spojeno se zvýšenou opatrností, jelikož mají nižší spolehlivost.

Tardieu škála, na rozdíl od AS, odpovídá více definici spasticity, jakožto nárůstu svalového tonu závislému na rychlosti protažení svalu, protože základem jejího měření je pasivní pohyb v různých rychlostech a z tohoto měření hodnotí úhel a intenzitu zvýšeného tonu. Její nevýhodou ale je obsáhlost a časová náročnost. Přesto je dle Scholtes et al. (2006) TS nejvhodnější pro posuzování spasticity. S tímto souhlasí i další autoři, například Štětkářová (2013), která uvádí, že díky měření v různých rychlostech je TS schopna odlišit neurální a viskoelastickou složku svalu.

Přes to všechno je stále AS/MAS v praxi nejpoužívanější škálou k hodnocení spasticity. To se pokusili změnit Fleuren et al. (2009), kteří ve studii „Stop using the Ashworth scale for assessment of spasticity“ jasně říkají, že tyto nástroje nemají dostatečnou validitu a inter-rater reliabilitu pro hodnocení spasticity, a měli bychom je proto přestat používat a zaměřit se na novější a slibnější metody, jako je například právě TS. Autoři také doporučují do vyšetření spasticity zahrnout snímání svalové aktivity pomocí sEMG.

Fleuren není jediný, který doporučuje doplnit klinická vyšetření o přístrojová, zejména EMG. Bar-On (2012) zjistil slabou korelaci MAS s EMG pro vyšetřované svaly a dobrou korelaci MTS s EMG. Střední korelace s objektivními parametry dále zdůrazňují přidanou hodnotu přístrojových měření za účelem detekce a vyšetření spasticity, zejména u m. gastrocnemius (Bar-On, 2013).

Spasticita je ovlivňována mnoha proměnnými, proto je i inter-rater reliabilita často snižena a může být ovlivněna mnoha faktory, mezi které například patří i psychické rozpoložení pacienta, jeho celkový stav, ale i prostředí, ve kterém je test prováděn, teplota místnosti atd. Dalšími faktory jsou zkušenosti vyšetřovatelů a jejich výškolenost. V první řadě je důležitá standardizace pokynů pro vyšetření. (Mutlu, 2008).

Reliabilita škál je také rozdílná pro každou svalovou skupinu viz následující tabulka:

Tab. 7: Výsledky reliability pro AS (Ponter a Francisco, 2012)

Sloan et al., 1992	MAS má přijatelnou inter-rater reliabilitu pro hodnocení u horních končetin, nikoli však pro testování dolních končetin.
Nuyenset et al., 1994	AS je více reliabilní pro svaly hlezenního kloubu, než pro svaly kolenního kloubu. Nejmenší je reliabilita pro svaly kyčelního kloubu.
Haas et al., 1996	Inter-rater reliabilita se různí mezi AS a MAS, mezi různými svalovými skupinami (adduktory KyK > extenzory/flexory KyK > plantární flexory) a mezi končetinami. Autoři doporučují používat škály s opatrností.
Gregson et al., 1999	Inter-rater reliabilita se zdá být dobrá až velmi dobrá pro loket, koleno a zápěstí, avšak méně uspokojivá pro hlezenní kloub.
Blackburn et al., 2002	Intra-rater reliabilita MAS je přijatelná, avšak inter-rater reliabilita škály je nedostačující. Nejvíce shod bylo pro skóre „0“. Závěr tedy je, že reliabilní měření můžeme obdržet pouze pro určení, zda je sval v normálním či nízkém tonu či nikoliv.

TS má vynikající intra-rater a inter-rater reliabilitu při měření loketního a hlezenního kloubu, ale při měření kolenního kloubu jsou výsledky slabší. Tento rozdíl může mít několik příčin. Jednou z nich je dle Gracies et al. (2010b) například možné chybování vyšetřující osoby při měření rozsahu pohybu v kolenním kloubu; úhel 0° je totiž definován v odlišné poloze končetiny, než je tomu u klasických anatomických stupňů. Dalším důvodem může být to, že někteří hodnotitelé, kteří narazili na záraz, který nebyl následován uvolněním, nezopakovali celý manévr. Označili pak spasticitu stupněm 2, avšak správně by měla být označena jako neohodnotitelná z důvodu nekonstantního zárazu. Dalším důvodem mohou být potíže s prováděním rychlé extenze kolene, zejména u dospělých s většími tělesnými proporcemi (Gracies et al., 2010b).

Zhodnotit kvalitu nástrojů k měření spasticity není jednoduché, neboť výsledky studií jsou stále nejednoznačné, a to zřejmě zejména kvůli špatné ovlivnitelnosti některých faktorů majících vliv na spolehlivost škál. Například Gracies et al. (2010a) dávají velký důraz na zaškolení vyšetřovatelů. Ve své studii prokázali, že jeden den školení významně zlepšil spolehlivost této škály, a to dokonce více než předchozí zkušenosti vyšetřovatelů s používáním škály. Proto doporučují standardizovaný výcvik v používání škály jak pro zkušené terapeuty, tak pro nezkušené vyšetřující. Stejně tak

Blackburn (2002), který se zabýval reliabilitou MAS, dokazuje, že zejména pro inter-rater reliabilitu je zaškolení vyšetřovatelů zásadní. Ghotbi et al. (2011) ale udávají, že na vyškolení vyšetřovatelů není bohužel dostatek času a prostředků.

Navíc bylo doposud provedeno stále nedostatek studií, které by se zabývaly použitím škál u různých diagnóz. Pro relativně novou škálu 5-SCA existuje jen velmi omezený počet studií. Většina experimentů je prováděna na pacientech po CMP či na dětech s DMO. Dospělí pacienti s DMO jako probandi studií zabývajících se testováním spasticity zcela chybí. Dle Glinski (2016) je spolehlivost TS a MTS větší u pacientů po CMP než u pacientů s DMO.

Přes trvalou oblíbenost Ashworthových škál u klinických pracovníků však tuto škálu nelze doporučit jako nástroj první volby pro hodnocení spasticity. Dle Ehler (2015) ji lze použít pouze jako doplňkovou metodu. Hlavním nástrojem pro vyšetření spasticity v klinických podmínkách by měla být TS, a to zejména díky odlišení různých rychlostí provedení pasivního protažení svalu (Banky a Williams, 2017).

Gracies se svým testem 5-SCA z Tardieu škály vychází, ale doplnil ji navíc o hodnocení aktivního pohybu a funkce. Tím spolu s důrazem na zaškolení terapeutů pokrývá nedostatky výše zmíněných studií a zvyšuje tak citlivost této škály. U klinického testu 5-SCA jsou zatím validovány kroky 1, 2 a 5, pro validaci kroků 3 a 4 je stále potřeba více studií (Gracies, 2015).

Pro spolehlivé určení kvality měřících nástrojů je stále potřeba více studií pro různé diagnózy, různé věkové skupiny a různé svalové skupiny, a to nejlépe v kombinaci s přístrojovým vyšetřením sEMG. Další studie by byly vhodné k lepšímu pochopení toho, jaký dopad má spasticita na funkci (Banky a Williams, 2017).

2.4 Možnosti objektivní kvantifikace spasticity

Pro objektivní kvantifikaci spasticity se zejména v zahraničí využívá řada metod na neurofyziologickém či biomechanickém podkladě. Neurofyziologické metody určují excitabilitu míšních alfa motoneuronů i míšních interneuronů, zároveň je jimi také možné sledovat míšní inhibiční děje. K sledování stupně svalového hypertonu je z neurofyziologických metod vyšetření v České republice nejčastěji používána modulace H-reflexu. Pro vyšetření v běžné klinické praxi se dále doporučuje měření F-vlny a případně flexorového reflexu či tonického vibračního reflexu. Vhodnou metodou

je také měření elektrických evokovaných potenciálů. Elektromyografii je možné využít buď samostatně, nebo v kombinaci s biomechanickými metodami. Měřením klidové, spontánní EMG aktivity získáme informaci o spastické dystonii či svalových spasmech. K hodnocení spasticity je dále vhodné měřit vyvolání napínacího reflexu (Štětkářová et al., 2012b). Jehlové EMG má své nezastupitelné místo například ve vyšetření pro farmakologickou léčbu hyperaktivity aplikací botulotoxinu A. Z biomechanických metod jsou nejvíce používány izokinetické dynamometry, jejichž výhodou je standardizace aplikované rychlosti protažení, díky čemuž je možné kvantifikovat na rychlosti závislý odpor svalu při jeho pasivním protažení (Štětkářová et al., 2012b; Yablon a Stokic, 2004).

Velmi přínosné jsou i další metody jako posturografické vyšetření či kinematická analýza chůze. Stanovení energetické náročnosti chůze pomocí zátěžové spirometrie může být také velmi vhodným komplexním hodnocením nejen u jedinců s DMO (Švehlík et al., 2011).

Analýza chůze se ukazuje jako vhodný prostředek k rozpoznání pacientů, kteří by mohli profitovat z operační léčby, a její využití v klinické praxi by tedy mělo být podporováno. Jde o zaznamenávání chůze pomocí vysokorychlostních kamer, často doplněné o záznam EMG; díky této analýze je možné přesně určit parametry chůze. Z dostupné literatury vyplývá, že upřesňující informace získané pomocí analýzy chůze mohou pomoci zpřesnit indikace k operační léčbě DMO, zjistit přítomnost kontraktur a abnormalit skeletu (Švehlík et al., 2011). DeLuca et al. (1997) ve své práci na souboru 91 pacientů s DMO prokázali, že analýza chůze vedla ke změně 52 % operačních indikací ve srovnání s indikacemi založenými pouze na klinickém vyšetření. Tato zásadní změna vedla nejen ke snížení nákladů na léčbu, ale má zejména obrovský lidský dopad v podobě zabránění nepřesné indikace operační léčby a tím snížení počtu operací ve prospěch méně invazivních metod jako např. aplikace botulotoxinu (DeLuca et al., 1997; Molenaers et al., 2006). Analýza chůze by měla být prováděna po boku klinických vyšetření, jelikož kineziologická vyšetření nám nejsou schopna popsat tak komplexní dynamickou funkci, jakou je chůze. Tento fakt dobře dokumentuje studie Desloovere et al. (2006), která prokázala jen slabou až střední korelaci mezi klinickým vyšetřením pro spastickou paraparézu a přístrojovou analýzou chůze. Chang et al. (2006) prokázali, že pokud se operační léčba DMO řídí indikacemi na podkladě analýzy chůze, má pacient 3,68krát vyšší pravděpodobnost dobrého operačního výsledku.

Přes veškerá doporučení se většina popsaných metod stále využívá pouze ve výzkumné oblasti (Yablon a Stokic, 2004).

2.4.1 Elektromyografie

Elektromyografie je neurofyziologickou metodou, která na základě snímání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek v okolí elektrody hodnotí funkci svalového vlákna, periferního nervu a nepřímo i míšních struktur a jejich vzájemnou integraci. EMG zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při aktivaci svalu (Seidl, 2015).

Existují dvě základní metody elektromyografie. Invazivní jehlová, kdy se jehlové elektrody vpichují přímo do svalu, a neinvazivní povrchová, využívající povrchových kožních elektrod (De Luca, 2002). Jehlové EMG snímá akční potenciály jednotlivých motorických jednotek přímo ve svaly. Jde o invazivní metodu, která se využívá zejména pro diagnostiku nervosvalových onemocnění či pro přesné cílení aplikace botulotoxinu. Není však vhodná pro hodnocení rozsáhlejších dynamických pohybů (De Luca, 2002).

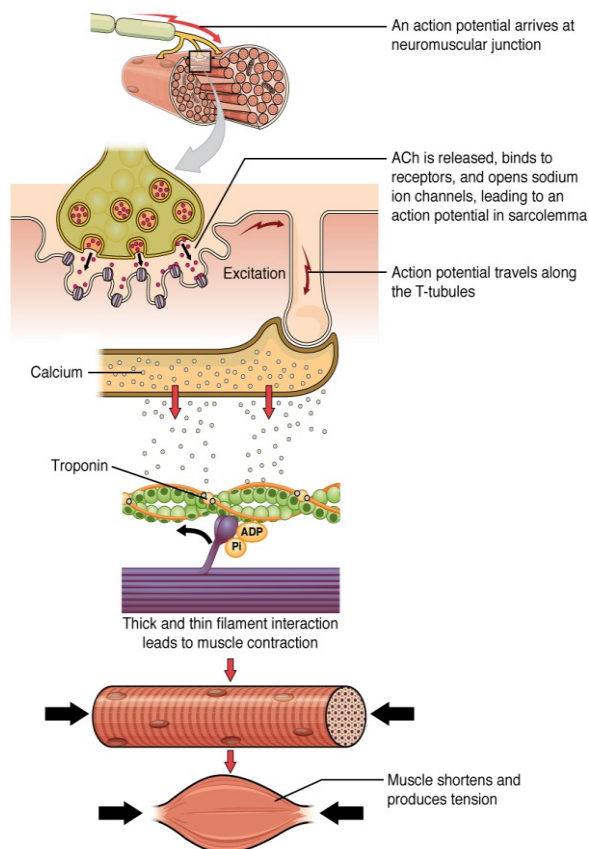
Povrchová elektromyografie (surface electromyography – sEMG) je vhodná pro hodnocení neurálních mechanismů pohybové kontroly, umožňuje měřit aktivitu více svalů zároveň (polyEMG) a snímá více informací z většího množství svalové tkáně. To však sebou nese také určité nevýhody a nepřesnosti (Krobot a Kolářová, 2011).

2.4.1.1 Neurofyziologie svalové aktivity

Základní funkční a strukturální jednotkou motorického systému je motorická jednotka, která je tvořena míšním motoneuronem umístěným v předním rohu míšním, axonem a všemi svalovými vlákny inervovanými tímto motoneuronem. Nervosvalová ploténka je označení pro spoj axonu motoneuronu s cytoplazmatickou membránou na povrchu svalových vláken, tzv. sarkolemou. Počet svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem se liší; svaly pro jemnou motoriku obsahují pouze pár vláken na jednu motorickou jednotku, naopak svaly pro silovou činnost obsahují několik tisíc svalových vláken na motorickou jednotku (např. m. gastrocnemius 2000 vláken na motorickou jednotku, oproti tomu okohybné svaly mají pouze 3 vlákna na motorickou jednotku) (Krobot a Kolářová, 2011).

Svalstvo patří mezi excitabilní tkáně, jejichž funkční vlastností je schopnost kontrakce a relaxace. Svalové membrány jsou polopropustné a jejich vlastnosti jsou dány rozložením iontů na jejich vnitřní a vnější straně. V klidu měříme tzv. *klidový membránový potenciál*, což je rozdíl mezi napětím na zevní a vnitřní straně membrány, měřený za relaxace svalu, a jeho hodnota je přibližně -80 až -90mV. Jestliže se k membráně s klidovým potenciálem přiblíží vlna šířícího se napětí, dojde k uvolnění acetylcholinu na nervosvalové ploténce, aktivují se acetylcholinové receptory, které řídí kanály pro Na^+ a dojde ke vzniku monopolárního elektrického výboje, který nazýváme *akční potenciál (AP)*. Otevřením sodných a draselných kanálů dojde k přesunu iontů a vzniká tzv. *depolarizace membrány*, kdy se klidové negativní napětí membrány změní na pozitivní, cca 30mV. Po depolarizaci nastává vlivem zpětného toku iontů *repolarizace* a napětí se vrací do původních hodnot. Takto vzniklý akční potenciál se šíří na celou povrchovou membránu včetně vchlípenin povrchové membrány (T-systém) a vyvolá masivní vyplavení vápníku z tubulárního systému do intracelulárního prostoru svalových buněk. Tímto chemickým dějem je vyvoláno zkrácení kontraktálních složek svalového vlákna, tedy zasunutí aktinu a myozinu, čímž dojde k samotnému zkrácení (kontrakci) svalu (celý děj viz obr. 5). Celý děj od vzniku AP až po stah svalu označujeme jako *spřažení excitace a kontrakce*. Elektrické projevy aktivace jednotlivých buněk se sčítají. Součet AP jednotlivých svalových vláken inervovaných jednou motorickou jednotkou je nazýván *akční potenciál motorické jednotky* (MUAP – motor unit action potential) (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011; Trojan, 2003).

Záznam a sledování potenciálového pole svalu umožňuje elektromyografie. U povrchové EMG prochází akční potenciály přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011).



Obr. 5: Neurofyziologie svalové aktivity (HumanAnatomyChart, 2017)

2.4.1.2 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (sEMG, polyEMG) je specifickou metodou elektromyografie, jejíž prioritou je analýza funkce (kineziologie). Je využívána k objektivizaci pohybu jako funkce (Krobot a Kolářová, 2011). PolyEMG zaznamenává elektrické potenciály, které odrážejí kontrakční aktivity kosterních svalů během konkrétního pohybu. Umožňuje nám hodnotit vzájemnou součinnost kosterních svalů a tím usnadňuje pochopení komplikovanosti lidské motoriky. Můžeme díky ní konkrétněji formulovat rehabilitační cíle a sledovat průběh a efekt terapie. Je možné se skrze ni vyjádřit jednak k velikosti svalové aktivity, ale také ke svalovým synergím, svalové únavě nebo sekvencím zapojování jednotlivých svalů. Výhodou je jednoduché a neinvazivní snímání více svalů najednou v průběhu pohybu (Krobot a Kolářová, 2011).

Při povrchové EMG snímáme akční potenciály většího množství aktivních motorických jednotek v blízkosti senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem. Nejčastěji jde o bipolární snímání, tedy pomocí dvou elektrod, umístěných paralelně se svalovým vláknem (Konrad, 2005).

Podstatou bipolárního snímání je, že obě elektrody snímají v daném okamžiku různé elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě umístěné v neaktivní oblasti. Výsledkem je bipolární signál následně zesílený v diferenciálním zesilovači, který představuje rozdíl potenciálů snímány oběma elektrodami v daném okamžiku. Výhodou je, že okolní šum (např. televizní/rádiový) dorazí k oběma elektrodám se stejnou fází a tedy rozdíl těchto potenciálů bude nula a nedojde tak k ovlivnění výsledné svalové aktivity vnějším šumem (Krobot a Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

2.4.1.3 Aplikace elektrod

Nejčastěji se používají kruhové elektrody o průměru 10 mm s Ag/AgCl povrchem (Otáhal a kol., 1999). Velikost elektrod by měla být taková, aby zaznamenala aktivitu dostatečného počtu motorických jednotek, ale tak malá, aby bylo zamezeno záznamu z okolních svalů. Mezielektrodová vzdálenost je doporučena 20 mm. Pokud jsou bipolárně snímány malé svaly, mezielektrodová vzdálenost by neměla překročit ¼ délky svalu (SENIAM, b.r.).

Před umístěním elektrod je třeba kůži pečlivě očistit a odmastit alkoholovým přípravkem. Vhodné je také oholení chlupů v místě aplikace elektrod. Elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken a snímají elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě, která je umístěna v určité vzdálenosti od snímacích elektrod a je v co nejméně aktivní oblasti (např. kloubní či kostěné plochy, čelo, processus spinosus, crista iliaca atd.) (Konrad, 2005; De Luca, 1997). Elektrody se umísťují na střed svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken, a to mezi motorický bod a úpon šlachy, nebo mezi dva motorické body. Elektrody by neměly být umístěny v bezprostřední blízkosti šlachy, protože získaná amplituda signálu by pak byla nižší. Také umístění do blízkosti motorického bodu není správné, protože zde by se výsledná hodnota rovnala nule. Na střed svalového břicha se snažíme elektrody umístit z důvodu snahy o eliminaci nechtěného snímání okolních svalů (De Luca, 2002).

Elektrody a kabely je vhodné na kůži přelepit lepicí páskou pro zajištění dobré fixace a zamezení artefaktů vzniklých tahem kabelů za elektrody. Přesné umístění elektrod na jednotlivé svaly je uvedeno v evropských doporučení SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

Doporučené umístění elektrod pro svaly, kterými se dále budu zabývat v praktické části práce je dle SENIAM (b. r.) následující:

- mm. gastrocnemii - v 1/3 vzdálenosti mezi caput fibulae a patou,
- m. rectus femoris - v polovině vzdálenosti mezi spina iliaca anterior superior a horní okraj patelly,
- m. semitendinosus - v polovině vzdálenosti mezi tuber ischiadicum a epicondyl medialis tibiae.

2.4.1.4 Přenos signálu

Přenos signálu může být realizován kabely či telemetricky. Telemetrický přenos je považován za vhodnější, jelikož kabely mohou ovlivňovat přirozené provedení pohybu či mu částečně bránit. Surový signál je většinou vyslán jako analogový signál do vyhodnocovací jednotky, kde je převeden na signál digitální (Konrad, 2005).

2.4.1.5 Faktory ovlivňující kvalitu snímaného signálu

Kvalita EMG signálu může být narušena různými faktory, z nichž některé vycházejí z vlastností svalů, jiné například z nevhodné aplikace elektrod. Důležité je těmto faktorům porozumět a umět je ovlivnit tak, aby výsledný signál byl co nejkvalitnější. Faktory ovlivňující kvalitu signálu rozdělujeme do dvou skupin, a to:

- a) faktory vnitřní, vycházející z fyziologických, anatomických a biomechanických vlastností svalu během jeho kontrakce; tyto faktory je možné ovlivnit pouze částečně;
- b) faktory vnější, jako je například umístění elektrod či různé další rušivé faktory vznikající samotným měřením a vnějšími okolnostmi; tyto faktory je možné ovlivňovat (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011; De Luca, 2002).

Faktory vnitřní (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011; De Luca, 1997):

- Svalová aktivita svalu - vlastnosti svalových vláken (jejich typ, poloměr a složení), počet aktivních svalových vláken a umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě (čím hlouběji jsou vlákna, tím nižší intenzitu má výsledný signál) - tyto faktory mohou ovlivnit výslednou amplitudu EMG. Musíme také brát v úvahu, že během pohybu se poloha elektrod na kůži vůči svalu neustále mění.

- Aktivita okolních svalů (cross-talk) - konečný signál může být ovlivněn i aktivitou svalů z okolí elektrody (např. dýchací svaly). Tuto nežádoucí aktivitu můžeme minimalizovat správnou aplikací elektrod.
- Elektrická aktivita jiných tkání - například srdeční aktivita při měření trupu. Tuto aktivitu je nutné ze závěrečného záznamu vyfiltrovat.
- Vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu - elektrická vodivost jednotlivých tkání se mění v závislosti na jejich typu, objemu, teplotě a fyziologických změnách. Například čím vyšší je podkožní tuková vrstva, tím je nižší amplituda výsledného signálu. Kvalita měření může být také ovlivněna odporem kůže, proto je vždy nutné před měřením kůži očistit a stabilizovat tak kontakt mezi kůží a elektrodou.
- Dalšími faktory ovlivňujícími signál jsou Ph krve a intersticiálních tekutin a rychlost odstraňování metabolitů během kontrakce.

Faktory vnější (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011; De Luca, 1997; SENIAM, b.r.):

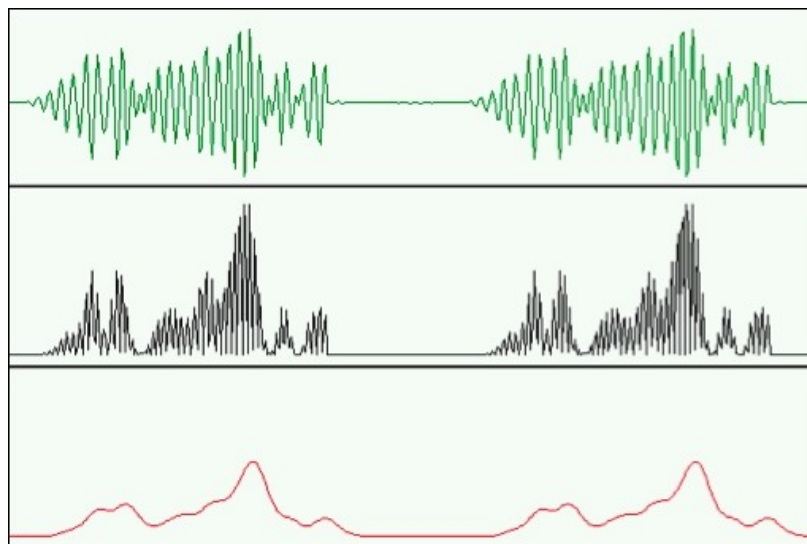
- Umístění elektrod - je klíčové pro kvalitu záznamu. Elektrody by měly být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken, nad středem svalového břicha (místo největšího objemu svalu je zároveň místo největší amplitudy). Naopak nesmí být umístěny nad motorickým bodem (inervační zóna), úponem šlachy (ten není elektricky aktivní) či na okraji svalu (větší riziko snímání aktivity okolních svalů).
- Vzdálenost a velikost elektrod - vzdálenost elektrod by měla být co nejmenší, aby se minimalizovalo riziko cross-talk (snímání svalové aktivity okolních svalů). Pro opakovaná měření je nutné, aby vzdálenost byla konstantní, stejně tak jako umístění elektrod na sval.
- Kontakt mezi elektrodami a kůží - před aplikací elektrod je nezbytné řádně očistit kůži, aby se zlepšil kontakt a snížila impedance. Je možné použít alkohol nebo abrazivní pastu. Při dynamické aktivitě může docházet ke změně elektrochemické stability mezi elektrodami a kůží v důsledku pocení.
- Externí šum - vzniká narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu. Může být způsoben externími přístroji či pohybovými artefakty (pohyby snímacích kabelů při pohybu či při prudkých pohybech jako úder paty

při chůzi). Vznik externího šumu můžeme minimalizovat fixací diferenciálního předzesilovače nebo také frekvenční filtrací.

2.4.1.6 Vyhodnocení elektromyografického signálu

Nezpracovaný záznam sEMG (tzv. surový záznam) by měl být bez externích šumů a dalších artefaktů, které byly minimalizovány správným měřením. V surovém záznamu se nachází nerovnoměrně uspořádané amplitudy, mohou se v něm vyskytovat náhodná vysoká maxima amplitud, která reprezentují synchronní výboje motorických jednotek a která mohou zkreslovat informace o svalové aktivitě. Ze surového signálu jsme schopni vyčíst, zda je sval aktivní a kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti. Pro další statistické kvantitativní použití je nutné signál dále zpracovat (Konrad, 2005). Příklad zpracování EMG signálu je možné vidět na Obr. 6.

Amplituda surového záznamu se pohybuje kolem nuly v plusových i minusových hodnotách. Kdybychom tedy chtěli vypočítat průměrnou hodnotu amplitudy ze surového záznamu, rovnala by se nule. Proto, aby po zprůměrování nebyly hodnoty rovny nule, je třeba záznam *rektifikovat*. Tuto rektifikaci je možné udělat dvěma způsoby - negativní hodnoty ze záznamu vymazat (tzv. half wave rectification) nebo je převrátit do pozitivních hodnot (tzv. full wave rectification) (Konrad, 2005).



Obr. 6: Zpracování surového EMG záznamu – surový, rektifikovaný a vyhlazený signál
(Electrotherapy on the web, © 1995 - 2017)

Dále je v signálu třeba *vyhladit* vysokofrekvenční výchylky signálu (smoothing), které vznikají sumací akčních signálů motorických jednotek (MUAP). Vyhladit signál je možné dvěma způsoby - pomocí průměru rektifikovaných hodnot či vypočítáním střední kvadratické hodnoty. Druhý způsob je považován za vhodnější z důvodu přesnějšího vyjádření vztahu mezi kontrakcí svalu a aktivitou motorických jednotek. Pro vyhlazení je třeba zvolit časový interval, dle kterého se křivka vyhladí. Platí, že čím rychlejší čas hodnotíme, tím kratší interval bychom měli zvolit. Doporučený časový interval je 100 - 200 ms (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011; DeLuca 2002).

Takto upravený signál zbavený artefaktů, vyhlazený a rektifikovaný je dále třeba *normalizovat*, tedy vztáhnout naměřené parametry k předem určené referenční hodnotě. Díky této normalizaci získáme poměrové vyjádření o míře aktivity svalu. Referenční hodnota se určí před každým měřením pro každého pacienta a každý sval zvlášť. Jako referenční hodnota může například sloužit tzv. *maximální volní kontrakce svalu* (MVC), zjištěná maximální izometrickou kontrakcí svalu, která se následně vztáhne k aktivitě svalu v průběhu hodnoceného pohybu. MVC by měla trvat několik vteřin a měření by mělo být opakované s přestávkami pro relaxaci svalu. Z jednotlivých pokusů se nakonec vybere úsek s nejvyšší amplitudou. U některých jedinců je MVC nemožné provést z důvodu dekondice, bolesti či omezeného pohybu (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011). Dále je jako referenční hodnotu pro normalizaci možné využít tzv. *submaximální volní kontrakci* a měření *dynamometrem*. V klinické praxi se pro normalizaci nejlépe osvědčilo určení tzv. *aktivační hodnoty*, které se dále využívá zejména pro timing, tedy stanovení začátku pohybu. Aktivační hodnotu vypočítáme jako průměrnou hodnotu klidové svalové aktivity ve výchozí poloze plus její směrodatné odchyly. Další možností pro normalizaci je procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně (Krobot a Kolářová, 2011), nebo sledování aktivity za standardních podmínek - například chůze vztažená k běhu či chůzi do kopce (Halaki a Ginn, 2012).

V některých případech je možné použít i nenormovaný signál, například pro analýzu frekvence, timing, či pro srovnání amplitudy u jednoho jedince v krátkém časovém období při stejném uložení elektrod a za konstantních podmínek měření (Halaki a Ginn, 2012).

Ze zpracovaného, případně i normovaného záznamu je možno sledovat jednotlivé parametry pro amplitudu, tedy pro míru svalové aktivity a/nebo parametry

pro frekvenci, tedy pro míru pálení akčních potenciálů (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011).

Parametry pro amplitudu:

- mean = průměrná hodnota amplitudy
- peak = nejvyšší hodnota amplitudy
- area = plocha pod křivkou, tedy sledování dynamické aktivity v závislosti na čase
- input (%) = procentuální porovnání k průměrné amplitudě (100%)

Parametry pro frekvenci:

- median frequency = střední hodnota
- mean frequency = průměr
- total power = plocha pod křivkou
- peak power = maximální hodnota spektra
- zero crossing / zero turns = alternativa frekvence

2.4.2 Specifika EMG měření chůze u spastické parézy

U spastické paraparézy se pomocí polyEMG měří nejčastěji odpovědi na protažení svalu (napínací reflex), T-reflex či H-reflex. Některé studie také hodnotí EMG aktivitu svalů při pasivní manipulaci končetinou vyšetřujícím, jiné při aktivním pohybu. Dle studie Bieringa et al. (2006) je měření polyEMG relaxovaného svalu bez jakékoliv aktivity pro hodnocení spasticity nevhodné. Spontánní EMG aktivita je vyjádřením dystonie nebo svalového záškubu (spazmu), nikoliv spasticity jako takové. Pro vyhodnocení spasticity je nutné vyvolat napínací reflex. Dle Bieringa et al. (2006) je u takto měřených studií problém zejména různé umístění elektrod, odpor kůže, množství podkožního tuku, svalová atrofie atd., a není tudíž možné porovnávat absolutní amplitudu odpovědi mezi jednotlivými subjekty, ani u jednoho subjektu v průběhu času. Autor konstatuje, že porovnání mezi subjekty i jednoho subjektu v čase by mohlo být možné, kdyby tyto svalové odpovědi byly vyjádřeny ve vztahu k velikosti EMG záznamu evokovanému supramaximální stimulací všech motorických axonů nervu

inervujícího daný sval. Toto u mnoha studií nebylo provedeno, a proto je dle něj jejich hodnota omezená.

Tendroff et al. (2006, 2008) ve svých studiích zabývajících se svalovou koaktivitou během maximální volní kontrakce (MVC) u zdravých dětí a dětí s DMO prokázali až dvojnásobně větší míru koaktivity ve všech měřených svalech DKK u dětí s DMO než u zdravých dětí. Tato zvýšená míra koaktivity během volní aktivity by dle nich mohla být způsobena poruchou v reciproční inhibici nebo abnormálními kortikospinálními projekcemi, což zhoršuje izolovanou svalovinou kontrolu. Zvýšená koaktivace byla měřena více u diplegie než u hemiplegie, což může být výsledkem větších nároků na udržení stability u těchto pacientů. Na rozdíl od mnoha ostatních studií, které hodnotily svalovou kokontrakci pouze v agonisto-antagonistickém páru (Elder et al., 2003, Ikeda et. al., 1998), Tendroff et al. ve své studii potvrzují koaktivitu nikoliv pouze antagonistických svalů, ale i svalů sousedících s agonistou, u kterých byla měřená svalová aktivita někdy i vyšší, než když tyto svaly samy vykonávaly volní kontrakci. Vzhledem k tomu, že nejvyšší EMG aktivita svalu nevznikla vždy, když sval působil jako primární vykonavač pohybu, ale někdy se objevila jako následek koaktivity, autoři zdůrazňují potřebu bližšího zkoumání podmínek, za kterých sval dosahuje maximální aktivity.

EMG je stále zatím nejvíce používáno ve studiích a experimentech; v klinické praxi se v současné době nejvíce využívá jehlové EMG pro aplikaci botulotoxinu A. Dle mnoha autorů by však polyEMG či přístrojová analýza chůze měly být nedílnou součástí běžných vyšetření pacientů se spastickou parézou (Fluren, 2009; Švehlík, 2011). Běžné klinické testy totiž nehodnotí zapojení spastických končetin ve funkci (chůzi) a observační analýza chůze je subjektivní. Pomocí EMG je také možné odhalit svalové kokontrakce, což použití klinických vyšetření neumožňuje. Dle mnoha studií snímání svalové aktivity ve funkci pomocí polyEMG může pomoci odlišit jednotlivé příznaky syndromu centrálního motoneuronu a zvolit tak specifickou a cílenou terapii.

2.5 Možnosti léčby spastické parézy u pacientů po DMO

Terapie jedince po DMO musí být komplexní a celoživotní, její zahájení musí být časně. Naprostým základem co nejúspěšnější a správně cílené léčby je multidisciplinární přístup, tedy spolupráce neurologa, ortopeda, fyzioterapeuta, ergoterapeuta, logopeda, psychologa, speciálního pedagoga, sociálního pracovníka

a u dětí i pediatra. Cílem terapie jedinců po DMO je dosažení maximální funkčnosti, schopnosti pohybu, sociální interakce a soběstačnosti. Výběr vhodné terapie závisí na mnoha faktorech od lokalizace postižení, klinických projevů, tíži svalové hyperaktivity a kontraktur až po kognitivní úroveň, přidružená onemocnění a spolupráci rodiny (Štětkářová et al., 2012b).

Jedním z hlavních pilířů léčby pacientů po DMO je snížení projevů svalové hyperaktivity. Cílem léčby nikdy není úplné odstranění spasticity, ale zmírnění jejího negativního vlivu tam, kde pacienta omezuje. Na začátku léčby je třeba stanovit reálné cíle, kterých chce pacient a lékař dosáhnout, a to včetně úvahy, kdy a jak může být spasticita pro pacienta užitečná. Může pomoci například v úchopu nebo jako opora při chůzi (Štětkářová, 2013). Abychom byli schopni zacílit terapii na problematiku svalové skupiny a také odlišit do jaké míry spasticita pacientovi škodí a do jaké pomáhá, je potřeba použití spolehlivých diagnostických postupů, které jsou schopny odlišit neurální složky léze centrálního motoneuronu od viskoelastických a také zhodnotit funkci a schopnost vykonávat běžné denní činnosti. Vyšetření, které těmto požadavkům v současnosti vyhovuje nejvíce je vyšetření v pěti krocích prof. Gracies et al. (2010a) (Five-step clinical assessment - 5-SCA) viz kapitola 2.3.4. Pro stanovení cílů terapie mezi lékařem a pacientem můžeme využít např. testovací škálu *Goal Attainment Scaling (GAS)* (Říha, 2014). Mimo vyšetření 5-SCA je pro zhodnocení funkce spolehlivou metodou i EMG (Patikas, 2007).

Rozlišujeme několik metod léčby spasticity. Dle Muchové (2011) jsou možnosti následující:

- Rehabilitace: a) fyzioterapeutické metody, b) protetika
- Farmakologická léčba: a) perorální myorelaxancia, b) botulotoxin A, c) intratekální neuromodulace baklofenem
- Chirurgické zákroky: a) ortopedické postupné sádrování (dynamické kontraktury), měkkotkáňové a kostní výkony (fixní kontraktury, strukturální deformity), b) chirurgické rekonstrukční výkony na spastické horní končetině, c) neurochirurgické selektivní dorzální rhizotomie

Základem léčby u všech pacientů je cílená a dlouhodobá rehabilitace, kterou následně kombinujeme s dalšími způsoby léčby (Štětkářová, 2013).

Přestože neexistuje mnoho studií potvrzujících jednoznačně účinek léčby spasticity pomocí perorálních antispastických léků, je tato cesta stále nejčastějším a také nejjednodušším způsobem léčby (Štětkařová, 2013). Pro farmakologickou léčbu obecně platí, že generalizovanou spasticitu léčíme spíše centrálními myorelaxancii či baklofenovou pumpou, pro fokální spasticitu je metodou první volby botulotoxin A (BTX-A). Pro stadium fixních kontraktur je možné volit chirurgickou léčbu (Muchová, 2011).

Terapeutický přístup je také třeba odlišovat pro dětské a pro dospělé pacienty. V současné době se však většina studií zabývá zejména terapií dětských pacientů po DMO. I kvalitních studií zabývajících se léčbou dětských pacientů je nedostatek a jejich výsledky jsou často různorodé (Štětkařová, 2012). Pro dětské pacienty platí, že do 2 let věku dítěte nebývá spasticita ještě tolik rozvinutá, a proto je základem léčby rehabilitace s cílem o dosažení co nejlepšího motorického vývoje dítěte a zvládnutí základních motorických milníků. Od 2 let je možné přidat aplikaci botulotoxinu A. Ortopedické korekční metody se provádějí kolem 6. – 8. roku dítěte (Muchová, 2011).

Vzhledem k nemožnosti spolupráce dítěte s terapeutem je léčba zahájena zpravidla *Vojtovou reflexní lokomocí* facilitující fyziologické pohybové vzory prostřednictvím aferentní stimulace ze spoušťových zón (Kolář, 2015). Hlavními metodami rehabilitace osob po DMO, a to nejen dětských, ale i dospělých, jsou stále komplexní koncepty založené na neurofyziologickém podkladě. Kromě Vojtovy metody jsou dále využívány: *metoda manželů Bobathových*, *Feldenkraisova metoda* či *proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)*. Dlouhodobý efekt těchto metod u pacientů po DMO však nebyl dosud spolehlivě doložen (Kolář, 2015; Štětkařová, 2012a). U dětí je doporučeno s rehabilitací začít co nejdříve, prakticky ihned po stanovení diagnózy. Během prvních dvou let dítěte je snahou fyzioterapie maximalizovat motorické dovednosti dítěte (Štětkařová, 2012a).

Mezinárodní výzkumný tým Morgan et al. (2013) provedl rešeršní práci zaměřenou na efektivitu fyzioterapeutických metod u dětí do 2 let. Do studie zapojili 34 relevantních studií, z nichž nejvíce používalo pro terapii metody na neurofyziologickém podkladě (Neurodevelopmental therapy, NDT). Největší efekt v léčbě však měly studie používající specifický trénink zaměřený na konkrétní činnost (task-specific training) a pohyb iniciovaný dítětem, založený na principech motorického učení a specifikaci úkolů, edukaci rodičů a úpravě prostředí.

Kvalitních studií, které by spolehlivě určily efektivní metody pro léčbu pacientů po DMO, je v současné době stále nedostatek. Další výzkumy jsou proto klíčové pro stanovení správně cílené a efektivní terapie (Morgan, 2016).

Fyzioterapie u dospělých pacientů po DMO bývá cílena na uvolnění hypertonických svalů a protažení svalů zkrácených, zamezení progresu bolestivých spasmů, posílení oslabených svalových skupin, korekci držení těla a vadných pohybových stereotypů, zejména pak chůze. Významný je aktivní trénink jemné motoriky. Velmi důležitá je také prevence a terapie vertebrogenních obtíží a prevence kloubních deformit, které se u pacientů po DMO vyskytují ve vysokém procentu (Štětkářová et al., 2012b). Novak et al. (2013) ve své studii hodnotí efektivitu jednotlivých léčebných metod používaných pro jedince po DMO. Z jejich výsledků (viz Příloha 3) vyplývá nepříliš průkazná efektivita metod na neurofyziologickém podkladě, zatímco největší efekt dle nich má aplikace botulotoxinu A, dlahování DKK, cílená fyzioterapie s tréninkem zaměřeným na konkrétní činnost, metoda CIMT (Constraint Induced Movement Therapy) pro hemiparetické pacienty, jejíž podstatou je zapojení paretické horní končetiny do běžných denních činností, a velký efekt má také domácí terapie. Do výsledkového bublinového grafu zahrnuli i množství publikovaných článků pro danou metodu a jejich kvalitu vyjádřili velikostí bubliny – čím větší bublina, tím více kvalitní odborné literatury pro daný terapeutický přístup existuje.

Dle Muchové (2011) se v praxi stále setkáváme s neadekvátně léčenými pacienty se spasticitou, přičemž specificky neléčená spasticita vede k řadě komplikací. Dlouhodobá terapie botulotoxinem A v kombinaci s rehabilitací je v současnosti neúčinnější nástroj v komplexní léčbě DMO a je doporučována jako lék první volby k ovlivnění spasticity u dětí s DMO.

V současnosti je spolu s novými vyšetřovacími metodami, které spolehlivě odlišují jednotlivé složky hyperaktivity, trendem i specifikace a cílenost metod terapie na jednotlivé složky spasticity. Dle Yelnika (2010) musíme volit specifickou metodu terapie pro každou složku spasticity zvlášť. Svalová hyperaktivita je pravděpodobně jediná motorická porucha, na kterou má pozitivní účinek farmaceutická léčba, a proto ji snadno ovlivníme aplikací botulotoxinu. Parézu je možné ovlivnit motorickým tréninkem a zkrácení měkkých tkání budeme ovlivňovat agresivními protahovacími programy. Yelnik dále zdůrazňuje, že fyzioterapie je základem pro všechny pacienty se spasticitou. Může pomoci zamezit vzniku svalových kontraktur a krátkodobě

zredukovat hyperaktivitu. V některých případech může pomoci i farmaceutická léčba, která je schopna snížit hyperaktivitu a tím umožnit použití dalších fyzioterapeutických metod. Hlavním pilířem fyzioterapie dle autorů studie musí zůstat udržování rozsahu pohybu protahováním, což má jasně prokázanou efektivitu (Yelnik et al., 2010). Právě tyto principy respektuje metoda prof. Graciese – *Guided Self-rehabilitation Contracts* (GSC), v českém prostředí známá jako *Dohoda o reedukačním tréninku*. Cílem tohoto přístupu je vstoupit do začarovaného kruhu těchto tří vzájemně se ovlivňujících složek spasticity a cíleně jej přerušit. Pro terapii hyperaktivity Gracies ve svém konceptu využívá aplikaci BTX-A, pro udržování fyziologické délky svalu a zamezení vzniku kontraktur preferuje prolongovaný progresivní strečink trvající minimálně 10 min pro každou svalovou skupinu, a pro terapii parézy využívá rychlé alterující pohyby cílené na méně hyperaktivní svaly (Gracies et al., 2013).

Celý koncept terapie dle prof. Graciese je založen na domácí autoterapii, kdy je pacient terapeutem důkladně zainstruován a poučen o nutnosti každodenní terapie, jejíž průběh si zaznamenává do speciálního deníku, který od terapeuta obdrží. Výsledky pilotních studií ukazují, že tato metoda může vést k funkčnímu zlepšení pacientů - např. u chronické hemiparézy terapie pomocí GSC měla za výsledek zrychlení chůze které bylo větší než při použití běžné terapie (Khalil et al., 2013).

Ač jde o relativně novou metodu, začíná se hojně využívat i v českém prostředí, např. v Centru pro komplexní léčbu spasticity Neurologické kliniky 1. LF UK a VFN, které u nás koncept poprvé představilo. Postupně si tuto metodu osvojila i další česká rehabilitační pracoviště, např. Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny ÚVN, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol či Rehabilitační ústav Kladruby (Prachařová, 2016).

Z výsledků studií tedy vyplývá, že v kombinaci s rehabilitací má být u jedinců starších 2 roky metodou první volby pro léčbu spasticity botulotoxin A. Botulotoxin A je neurotoxin produkovaný anaerobní bakterií *Clostridium botulinum*. Místem působení neurotoxinu je nervosvalová ploténka, kde BTX-A blokuje presynapticky uvolňování neurotransmiteru acetylcholinu, čímž je znemožněn nervosvalový přenos. Jedná se o chemickou denervaci svalu, jejímž výsledkem je chabá svalová paralýza. Díky tomu, že axon napravuje škody vzniklé BTX-A pučením, je účinek BTX-A reverzibilní a trvá 3 - 12 měsíců. Z tohoto důvodu se aplikace BTX-A provádí opakovaně. Aplikace BTX-A se provádí výhradně na specializovaných pracovištích

zabývajících se touto problematikou; aplikace je ambulantní za kontroly jehlového EMG. Cílem aplikace u diparetické a hemiparetické formy DMO je především zlepšení motoriky a funkce končetiny, zatímco u kvadraparetické formy DMO cílíme léčbu na usnadnění hygieny a ošetrovatelské péče, snížení bolesti a prevenci luxace kyčlí. Léčba BTX-A může být kombinována se všemi dalšími léčebnými postupy (rehabilitace, ortézy, myorelaxancia, intratekální baklofen, operační výkony). Nikdy by však neměla být využívána jako jediná samostatná léčba (Muchová, 2011). Zásadní pro dobrý výsledek je kombinace aplikace BTX-A s rehabilitací. BTX-A zmírněním spastické kontrakce umožňuje kvalitnější rehabilitaci a také odkrývá pacientovy možnosti dosud překryté spasticitou, a tím nepřímo umožňuje zlepšení motorických funkcí. Na druhou stranu samostatně aplikovanými fyzioterapeutickými postupy se rovněž nedosáhne očekávaných výsledků. Po aplikaci BTX-A do svalů musí bezprostředně následovat intenzivní fyzioterapie, a to včetně protahování svalů. Dlouhodobá terapie BTX-A v kombinaci s rehabilitací je v současnosti nejúčinnější nástroj v komplexní léčbě DMO a je doporučována jako lék první volby k ovlivnění spasticity končetinových svalů u jedinců po DMO. Léčba je považována za dobře tolerovanou a bezpečnou bez vedlejších účinků (Muchová, 2011).

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem teoretické části této práce je seznámení čtenáře s problematikou syndromu centrálního motoneuronu, různými možnostmi vyšetření spastické parézy u dospělých pacientů s dětskou mozkovou obrnou (DMO) a zhodnocení jejich kvality. Zvláštní důraz je kladen na teoretické podklady patofyziologie spastické parézy, jejichž pochopení je základem pro kvalitní vyšetření a indikaci cílené léčby. Speciálně je představeno nové pojetí spasticity dle konceptu francouzského profesora J.-M. Graciese s unikátním vyšetřovacím postupem *Five-Step Clinical Assessment* umožňujícím rozlišit jednotlivé složky spasticity a následně zvolit specifickou terapii spasticity dle konceptu *Guided Self-Rehabilitation Contract*. Mimo možností klinických vyšetření je kladen důraz i na možnosti přístrojového vyšetření u pacientů se spastickou parézou, zejména využití EMG, jehož využití v běžné praxi je mnoha studii doporučováno.

Cílem praktické, empirické části diplomové práce je stanovit míru korelace mezi klinickým vyšetřením *Five-step clinical assessment* a snímáním aktivity vybraných svalů dolních končetin při chůzi pomocí polyEMG u dospělých pacientů s DMO, zodpovědět výzkumné otázky a potvrdit či vyvrátit stanovené hypotézy. Jde o pilotní projekt, jelikož zatím žádná česká ani zahraniční studie nezkoumala korelaci mezi koeficienty vyplývajícími z 5-SCA a polyEMG aktivitou svalů při chůzi u dospělých pacientů s DMO.

3.2 Úkoly práce

- Zpracovat odbornou literaturu zabývající se spasticitou a možnostmi jejího měření, dále dětskou mozkovou obrnou a měřením polyEMG u spastické parézy.
- Určení vhodných svalů pro měření polyEMG.
- Zajištění vhodných probandů.
- Zajištění technického vybavení a prostorů pro provedení experimentu.
- Provedení experimentu: měření svalové aktivity při chůzi pomocí polyEMG, hodnocení spasticity klinickým testem 5-SCA.

- Zpracování výsledků experimentu.
- Stanovení diskuze a závěru.

3.3 Vědecké otázky

Pro účely této práce byly položeny následující otázky:

- O₁:** Koreluje větší pasivní rozsah pohybu (PROM) svalů dolních končetin měřený v prvním kroku vyšetření 5-SCA s vyšší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?
- O₂:** Koreluje snížená protažitelnost, tedy vyšší koeficient zkrácení svalů dolních končetin, měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA s nižší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?
- O₃:** Koreluje vyšší úhel spasticity svalů dolních končetin měřený v druhém kroku vyšetření 5-SCA s vyšší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?
- O₄:** Koreluje větší hyperaktivita, tedy vyšší koeficient spasticity svalů dolních končetin, měřená v druhém kroku vyšetření 5-SCA s větší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?

3.4 Hypotézy

Na základě výše uvedených výzkumných otázek byly formulovány následující hypotézy:

- H₁₀:** Velikost pasivního rozsahu pohybu (PROM) svalů dolních končetin měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA bude v nulové závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} = 0$
- H_{1A}:** Velikost pasivního rozsahu pohybu (PROM) svalů dolních končetin měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA bude v pozitivní závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} > 0$
- H₂₀:** Protažitelnost svalů (velikost koeficientu zkrácení) dolních končetin měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA bude v nulové závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} = 0$
- H_{2A}:** Protažitelnost svalů (velikost koeficientu zkrácení) dolních končetin měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA bude v negativní závislosti na velikosti

průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} < 0$

H3₀: Velikost úhlu spasticity svalů dolních končetin měřený v druhém kroku vyšetření 5-SCA bude v nulové závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} = 0$

H3_A: Velikost úhlu spasticity svalů dolních končetin měřený v druhém kroku vyšetření 5-SCA bude v pozitivní závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} > 0$

H4₀: Hyperaktivita svalů (velikost koeficientu spasticity) dolních končetin měřená v druhém kroku vyšetření 5-SCA bude v nulové závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} = 0$

H4_A: Hyperaktivita svalů (velikost koeficientu spasticity) dolních končetin měřená v druhém kroku vyšetření 5-SCA bude v pozitivní závislosti na velikosti průměrné polyEMG aktivity těchto svalů při chůzi, tedy $r_{\text{pearson}} > 0$

Nulová hypotéza č. 1 bude považována za platnou, bude-li hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „PROM“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ pro vybrané svaly dolních končetin rovna nule. Alternativní hypotéza č. 1 pak bude považována za platnou v případě, že hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „PROM“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ bude pozitivní.

Nulová hypotéza č. 2 bude považována za platnou, bude-li hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „koeficient zkrácení“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ pro vybrané svaly dolních končetin rovna nule. Alternativní hypotéza č. 2 pak bude považována za platnou v případě, že hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „koeficient zkrácení“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ bude negativní.

Nulová hypotéza č. 3 bude považována za platnou, bude-li hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „úhel spasticity“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ pro vybrané svaly dolních končetin rovna nule. Alternativní hypotéza č. 3 pak bude považována za platnou v případě, že hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „úhel spasticity“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ bude pozitivní.

Nulová hypotéza č. 4 bude považována za platnou, bude-li hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „koeficient spasticity“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ pro vybrané svaly dolních končetin rovna nule. Alternativní hypotéza č. 4 pak bude považována za platnou v případě, že hodnota Pearsonova korelačního koeficientu mezi proměnnými „koeficient spasticity“ a „průměrná polyEMG aktivita svalů při chůzi“ bude pozitivní.

4 METODIKA PRÁCE

Tato práce má teoreticko-empirický charakter a je rozdělena na dvě části.

První, teoretická část práce, je zpracována jako rešerše na téma spasticity u dětské mozkové obrny a možností jejího vyšetření. Podklady pro tuto část práce byly vyhledávány prostřednictvím databází PubMed, Embase (Ovid), EBSCOhost, ScienceDirect, Google Scholar a Web of Science na základě klíčových slov *spasticita*, *zvýšená svalová aktivita*, *hyperaktivita*, *spastická paréza*, *svalové zkrácení*, *dětská mozková obrna*, *Five-step clinical assessment*, *Jean-Michel Gracies*, *polyEMG*, *sEMG*. Většina zdrojů je zahraničních a pochází z let 2000 – 2017.

Druhá, empirická část práce, má formu kvantitativního výzkumu a zkoumá korelaci mezi prvními dvěma kroky klinického vyšetření Five-step Clinical Assessment in Spastic Paresis a průměrnou aktivitou vybraných svalů dolních končetin při chůzi měřenou pomocí polyEMG u dospělých pacientů s dětskou mozkovou obrnou.

4.1 Výzkumný soubor

Pro výzkum bylo na základě následujících kritérií vybráno 10 dospělých probandů se spastickou diparetickou formou DMO. Probandi byli klienty rehabilitačního centra pro handicapované Rehafit a Borůvka Praha o.p.s. Tři z těchto deseti probandů se nakonec ze zdravotních či jiných důvodů nemohli výzkumu zúčastnit. U dalšího jednoho probanda bylo během odebírání anamnézy zjištěno, že neodpovídá výběrovým kritériím (viz níže), a proto nebyl do studie zařazen. Do experimentu a jeho vyhodnocení bylo nakonec zahrnuto 6 probandů. U každého probanda proběhla dvě nezávislá měření s časovým odstupem jeden měsíc, během kterého probíhala jejich terapie.

Kritéria pro výběr probandů:

- základní diagnóza - DMO spastická diparetická forma;
- věk nad 18 let, ženy i muži;
- absence mentálního deficitu;
- absence jiných závažných onemocnění (např.: epilepsie, srdeční vady);

- schopnost samostatné chůze na vzdálenost minimálně 30 metrů s možností využití kompenzačních pomůcek;
- absence jakékoliv změny stávajícího zdravotního stavu v průběhu experimentu a min. týden před započítím experimentu;
- dobrovolné rozhodnutí se experimentu zúčastnit a ochota spolupracovat.

Probandům byl písemně (e-mailem) a následně při osobní schůzce pečlivě vysvětlen obsah a průběh experimentu a byly zodpovězeny veškeré dotazy. Před započítím experimentu každý proband podepsal informovaný souhlas a bylo mu přiděleno číslo, pod kterým celý experiment absolvoval (viz Příloha 2).

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy (viz Příloha 1).

Charakter výzkumné skupiny (viz také úrazy: proband č. 4 – st. p. fraktury tibiae l. dx (2010) s konzervativní léčbou; ostatní probandi úraz negují.

Tab. 8):

- z celkových 6 probandů byli 4 muži a 2 ženy;
- průměrný věk 29 let - nejmladšímu probandovi bylo 24 let, nejstaršímu 36 let;
- pět ze šesti probandů udávalo přidružené poruchy visu (krátkozrakost, astigmatismus), jiná onemocnění či potíže negovali;
- polovina probandů používá k chůzi kompenzační pomůcky 2 FH (provane č.1, 5 a 6);
- operace: všichni probandi absolvovali v dětství (6. – 9. rok) prolongace šlach:
 - polovina probandů udává prolongace adduktorů bil. (proband č. 1, 2 a 5);
 - pět ze šesti probandů prodělalo prolongace achillových šlach bil. (proband č. 1 opakovaně, č. 2, 3, 4 a 5);
 - polovina probandů udává prolongace hamstringů bil. (proband č. 1 opakovaně, č. 2 a 6);
 - jeden proband udává prolongaci flexorů kyčelních kloubů (č. 6);
 - další operace: proband č. 4 – derotace vnitřně rotovaného P kyčelního kloubu a proband č. 5 operace strabismu;

- úrazy: proband č. 4 – st. p. fraktury tibiae l. dx (2010) s konzervativní léčbou; ostatní probandi úraz negují.

Tab. 8: Charakteristika výzkumné skupiny

Proband	Pohlaví	Věk (roky)	Jiná onemocnění	Operace/úrazy	Pomůcky
1	muž	36	-	prolongace šlach bil. - hamstringy (9 let), Achillovy šl. (9 let, 18 let), adduktory (9 let)	2 FH
2	žena	29	astigmatismus	prolongace šlach bil. - Achillovy šl. (11 let), hamstringy (6 let), adduktory (6 let)	-
3	muž	24	krátkozrakost	prolongace Achillových šlach bil. (4 roky)	-
4	muž	27	krátkozrakost	- fractura tibiae dx. (2010) - derotace vnitřně rotovaného KyK dx. (11 let) - prolongace šlach - Achillova šl. bil. (8 let)	-
5	žena	27	nespec. poruchy visu	- operace strabismu - prolongace šlach - Achillova šl. bil. (9 let), ADD KyK (11 let)	2 FH
6	muž	29	krátkozrakost	- korekce nožní klenby bil. -prolongace šlach - hamstringy bil., flexory KyK	2 FH

4.2 Použité metody a přístroje

V úvodu experimentu každý proband vyplnil anamnestický dotazník (viz Příloha 4) potvrzující jeho schopnost účastnit se výzkumu dle výše uvedených kritérií.

4.2.1 Vyšetření v pěti krocích dle Jean-Michel Graciese

Pro odlišení jednotlivých složek spasticity jsme vybrali unikátní “Klinické vyšetření v pěti krocích” (Five step clinical assessment, 5-SCA) dle Jean-Michel Gracies et al. (2010a), které jako jediné toto odlišení umožňuje. V protokolu pro dolní končetiny je v originální verzi testováno 10 svalů či svalových skupin. Pro potřeby této

práce jsme však jako sledované proměnné určili pouze hodnoty vyšetření pro 3 svalové skupiny dolních končetin, konkrétně pro m. triceps surae (m. soleus, m. gastrocnemius), hamstringy (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus) a m. rectus femoris. Výběr svalů byl proveden na základě technických možností snímání svalů pomocí polyEMG. Všechny svalové skupiny byly testovány pro obě dolní končetiny.

První dva kroky vyšetření vychází z Tardieuho škály a hodnotí protažitelnost svalu a záraz (catch) při rychlém protažení; ve zbylých krocích test navíc hodnotí aktivní pohyb svalu a také jeho zapojení ve funkci. První dva kroky odlišují zkrácení svalu a jeho zvýšenou aktivitu, což jsou faktory, které výrazně ovlivňují celkový obraz spastické parézy. Zejména u dospělých pacientů po DMO s přibývajícím věkem (a tedy s prodlužující se dobou od vzniku léze) dominuje zkracování svalů. Z těchto důvodů jsme se v praktické části zaměřili na vyšetření právě těchto dvou kroků. Mimo prvních dvou kroků jsme využili také pátého kroku, který vyšetřuje zapojení končetiny do funkce – tedy v našem případě chůze. Tento krok jsme využili pro snímání polyEMG aktivity svalů, která bude sloužit pro objektivizaci jednotlivých složek spastické parézy ve funkci končetiny. Podrobně je vyšetření 5-SCA popsáno v kapitole 2.3.4.

Kroky 1, 2 a 5, které byly v praktické části práce vyšetřovány, jsou následující:

1. a) PROM (X_{V1}) maximální rozsah pasivního pohybu
b) koeficient zkrácení
2. a) úhel zárazu nebo klonus (X_{V3})
b) úhel spasticity ($X_{V1} - X_{V3}$)
c) koeficient spasticity
5. chůze na 10m – 10MWT

Před samotným experimentem jsem v ambulanci regionálního centra spasticity v ÚVN absolvovala školení a konzultace týkající se správného měření 5-SCA, čímž se dle Gracies (2010a) výrazně zvyšuje spolehlivost testu.

4.2.2 PolyEMG

Pro přístrojové měření svalové aktivity a pro objektivizaci klinického vyšetření byl v tomto projektu použit telemetrický přístroj EMG TelemetryMini 16 firmy Neurodata. Jde o 16ti kanálové telemetrické EMG, jehož součástí je kromě samotného

EMG přístroje vysílač se zesilovačem a dvě antény k přijímání signálu z vysílače. K vizuální kontrole při vyhodnocování signálu slouží i videokamera od firmy Canon, která natáčí pohyb ve stejném čase, jako je měřena svalová aktivita EMG.

4.3 Sběr dat

Všichni probandi byli informováni o charakteru výzkumu a podepsali Informovaný souhlas. Měření probíhalo formou dvou samostatných měření s odstupem 1 měsíc. Během této doby probandi absolvovali terapii dle konceptu prof. Gracies – Dohoda o reedukačním tréninku, jejíž efekt je zhodnocen v diplomové práci Evy Prachařové (Eva Prachařová, 2016). Obě vyšetření jsou metodicky identická. První i druhé vyšetření probandů proběhlo v laboratoři Katedry fyzioterapie FTVS UK; první vyšetření dne 21. 9. 2016, druhé vyšetření dne 26. 10. 2016. Vyšetření probíhalo ve stejnou denní dobu, za konstantní teploty v laboratoři. Na vyšetření jednoho probanda byl vymezen čas cca 1 hodinu. Na úvod obou vyšetření byla u každého probanda odebrána anamnéza prostřednictvím anamnestického dotazníku. Poté následovalo klinické vyšetření dle metodiky 5-SCA prof. Graciese. Souběžně s posledním krokem vyšetření byla při testu chůze snímána aktivita svalů polyEMG. Celkem se tedy výzkumu účastnilo 6 probandů, z nichž každý absolvoval 2 nezávislá měření – celkem tedy bylo do výzkumu zařazeno 12 měření.

4.4 Průběh klinického vyšetření

Po vstupním anamnestickém dotazníku následovalo vyšetření spastické parézy dle protokolu Klického vyšetření v pěti krocích (5-SCA). Pacient byl vyšetřován vyslečen do spodního prádla. Vyšetření probíhalo vleže na lehátku. K měření úhlů bylo použito plastového goniometru. Všechny hodnoty byly zapisovány do tabulky, která je součástí Příloha 5. Celé vyšetření se konalo dle metodiky 5-SCA dle J. M. Graciese uvedené v teoretické části, v kapitole 2.3.4. Metodický postup pro vyšetření vybraných svalů je následující:

m. triceps surae

- VP: vleže na zádech, extenze v kolenním kloubu

Krok 1: PROM (X_{V1}) – měřeno je pasivní protažení svalu do maximální DF v hlezenním kl. pomalou rychlostí V_1 .

Krok 2: úhel zarázu (X_{V3}) a stupeň spasticity Y (Tardieu) - měřen je úhel zarázu a stupeň spasticity při pasivním protažení největší možnou rychlostí V_3 do DF v hlezenním kl.

hamstringy

- VP: vleže na zádech, DKK natažené

Krok 1: PROM (X_{V1}) – měřeno je pasivní protažení svalu do flexe v KyK s extendovaným KoK pomalou rychlostí $V1$. V momentu počínající flexe v KoK (VP2) měříme úhel lehátka - osa DK.

Krok 2: úhel zarázu (X_{V3}) a stupeň spasticity Y (Tardieu) – měření vychází z pozice dosažené v předchozím kroku (VP2). Fixujeme stehno v poloze, kdy se objeví počínající flexe v KoK, koleno následně flektujeme a dolní končetinu v této poloze relaxujeme. Dále provádíme rychlé pasivní protažení hamstringů do extenze v KoK (rychlost $V3$). Měříme záraz či klonus pro úhel bérec - stehenní kost.

m. rectus femoris

- VP: vleže na zádech, dolní končetiny spuštěny z lehátka, opora o sacrum

Krok 1: PROM (X_{V1}) – měřeno je pasivní protažení svalu do maximální flexe v KoK rychlostí ($V1$).

Krok 2: úhel zarázu (X_{V3}) a stupeň spasticity Y (Tardieu) – měřen je úhel zarázu či klonu při protažení m. rectus femoris do max. flexe v KoK středně velkou rychlostí $V2$ vlivem gravitace, tedy volným spuštěním bérce k zemi.

Krok 5 hodnotí zapojení končetin do funkce pomocí standardizovaného 10ti metrového testu chůze (10-MWT) a je tedy měřen za závěr vyšetření pro všechny svaly dolních končetin zároveň. Pro měření byla na podlaze vyměřena vzdálenost 10 m a páskou označeny vzdálenosti 0m, 2m, 8m, 10m. Chůze probíhala bez asistence naboso s použitím kompenzačních pomůcek, které klient běžně používá k chůzi. Klient se postavil na start a byl vyzván, aby šel maximální možnou, ale stále bezpečnou rychlostí. Čas chůze byl měřen pouze pro prostředních 6m. První a poslední dva metry jsou brány na rozejití a zpomalení a do času se nezapočítávají. Čas se začíná měřit ve chvíli, kdy jedna noha překročí prsty značku 2m, a stopuje se ve chvíli, kdy se prsty jedné nohy dostanou za značku 8m. Chůze byla měřena pro každého probanda třikrát. Současně během testu chůze probíhalo měření polyEMG a natáčení videokamerou.

4.5 Průběh polyelektromyografického vyšetření

Měření polyEMG následovalo po klinickém měření 5-SCA současně s testem chůze na 10 m. Pro měření jsme vybraly svaly dolních končetin, které hrají významnou roli v klinickém obrazu pacientů po DMO, jsou pomocí polyEMG technicky dobře měřitelné a které zároveň odpovídají svalům z klinického testu. Dle těchto kritérií byly vybrány svaly : m. semitendinosus (hamstringy v 5-SCA), m. rectus femoris a m. gastrocnemius (m. triceps surae v 5-SCA). Zajímavé by bylo sledovat i aktivitu dalších svalů, například adduktorů kyčelního kloubu, jejichž změny vzniklé lézí centrálního motoneuronu mají významný vliv na posturu i chůzi pacientů po DMO. Z důvodu střížné chůze typické pro naši výzkumnou skupinu by však docházelo díky addukčnímu postavení dolních končetin ke tření v oblasti stehen. Z výzkumu tedy byly tyto svaly vyřazeny z důvodu rizika vysokého množství artefaktů u dané skupiny pacientů. Svalová aktivita byla měřena pro všechny vybrané svaly bilaterálně na obou končetinách.

Polyelektromyografické vyšetření bylo provedeno přístrojem TelemetryMini 16 od firmy Neurodata. Na pokožku očištěnou lihobenzínem byly nalepeny kruhové samolepící párové elektrody Ag/AgCl s mezielektrodovou vzdáleností 2 cm od firmy Noraxon. Dle doporučení SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non Invasive Assessment of Muscles) byly elektrody aplikovány následovně:

- m. gastrocnemii (laterální část) - v 1/3 vzdálenosti mezi caput fibulae a patou
- m. rectus femoris - v polovině vzdálenosti mezi spina iliaca anterior superior a horním okrajem patelly
- m. semitendinosus - v polovině vzdálenosti mezi tuber ischiadicum a epicondyl medialis tibiae

Vzhledem k jizvám po prodloužení šlach jsme však byli nuceni tato doporučení mírně upravit a některé vzdálenosti nebyly precizně dodrženy. Elektrody pak byly umístěny na střed svalového břicha mimo zjizvenou tkáň. Umístění elektrod je možné vidět na Obr. 7.

Referenční elektroda byla nalepena na processus spinosus C7. Kabely vedoucí od elektrod byly následně přilepeny na kůži páskou Leukopor tak, aby probandovi nebránily ve volném pohybu, a zároveň jsme zamezili vzniku artefaktů jejich pohybem či tahem.



Obr. 7: Umístění elektrod na svaly DKK (autorské foto)

Vzhledem k tomu, že pro korelaci mezi měřeními bude porovnávána amplituda signálu pro každý sval zvlášť, v rámci jedné intervence, v krátkém časovém úseku a za konstantních podmínek, není nutné měřit MVC pro normalizaci signálu (Halaki a Ginn, 2012).

Měření polyEMG chůze probíhalo během 10-MWT, tedy celkem třikrát během 6m chůze s pořízením videonahrávky.

4.6 Analýza dat

4.6.1 Analýza 5-SCA

Naměřené úhly rozsahu pohybů pro vyšetřovanou svalovou skupinu byly dosazeny do vzorové tabulky J.-M. Graciese. Následně byl v kroku 2 vypočítán úhel spasticity dle vzorce $X_{V1} - X_{V3}$.

Dle instrukcí ze studie Graciese et al. (2015), byly také vypočítány koeficienty spasticity a zkrácení dle následujících vzorců:

$$\text{koeficient spasticity} = (X_{V1} - X_{V3})/X_{V1};$$

$$\text{koeficient zkrácení} = (X_N - X_{V1})/X_N;$$

kde X_{V1} odpovídá úhlu dosaženému pasivním protažením pomalou rychlostí, X_{V3} je úhel dosažený pasivním protažením velkou rychlostí a X_N úhel normy (úhel odpovídající anatomickým úhlům v kloubech).

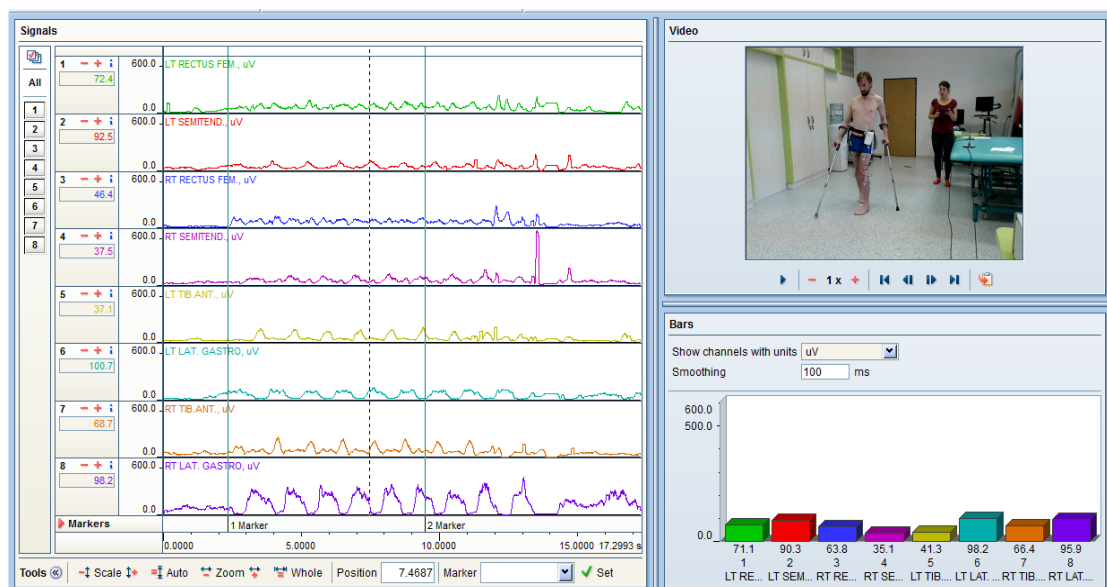
Norma (X_N) pro šetřené svaly je následující (Gross et al., 2005):

- m. triceps surae – 110°;
- m. rectus femoris – 135°;
- hamstringy – 90°.

Jednotlivé kroky vyšetření probíhaly vždy na pravé i levé končetině. U každého z měřených parametrů byl poté pro statistickou analýzu vypočítán rozdíl hodnot mezi levou a pravou končetinou ($\text{diff} = L - P$).

4.6.2 Analýza polyEMG

Analýza dat PolyEMG byla provedena softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.08 od firmy Noraxon. Ukázkou záznamu aktivity svalů v tomto programu je možné vidět na Obr. 8.



Obr. 8: Ukázkou záznamu v programu MyoResearch XP Master Edition 1.08.

Veškerý surový signál byl nejprve rektifikován a vyhlazen při velikosti periody 100 ms a následně z něj byly vymazány případné artefakty, které by mohly zkreslit výsledky měření. S takto upraveným signálem poté probíhala analýza chůze.

Ze tří měření byl pro každého probanda vybrán vždy prostřední pokus. Z něj bylo dle doporučení Huga (2011) pro dostatečný počet cyklů pro vytvoření reprezentativního vzorku vybráno 6 krokových cyklů. Za pomoci videozáznamu byl začátek prvního krokového cyklu a konec šestého krokového cyklu manuálně označen markerem.

Z tohoto vybraného úseku byla následně vypočítána průměrná svalová aktivita každého svalu v μV (mean).

Jako sledované proměnné byly dále vybrány hodnoty průměrné amplitudy svalové aktivity (mean) m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. semitendinosus na pravé a levé dolní končetině. Opět jsme pro statistické zpracování dat vypočítali pro každý sval rozdíl hodnot mezi pravou a levou končetinou ($\text{diff} = \text{L} - \text{P}$).

4.6.3 Statistické zpracování dat

Pro jednoduchou popisnou statistiku bylo využito programu Microsoft Office Excel 2007. Důležitý krok při testování statistických hypotéz spočívá v určení hladiny významnosti testu (chyba α). Hladina významnosti testu je pravděpodobnost, že se zamítne nulová hypotéza, ačkoliv je platná. Pro biologická data se používá hladina významnosti 0,05 (5%), a tím dostaneme 95% jistotu správného rozhodnutí (Bednářová et al., b. r.).

Pro výpočet případné závislosti dvou proměnných v rámci jednoho svalu byl použit Pearsonův korelační koeficient (r), který může nabývat následujících hodnot (Holčík a Komenda et al., 2015):

Tab. 9: Možné hodnoty Pearsonova koeficientu (Holčík a Komenda et al., 2015)

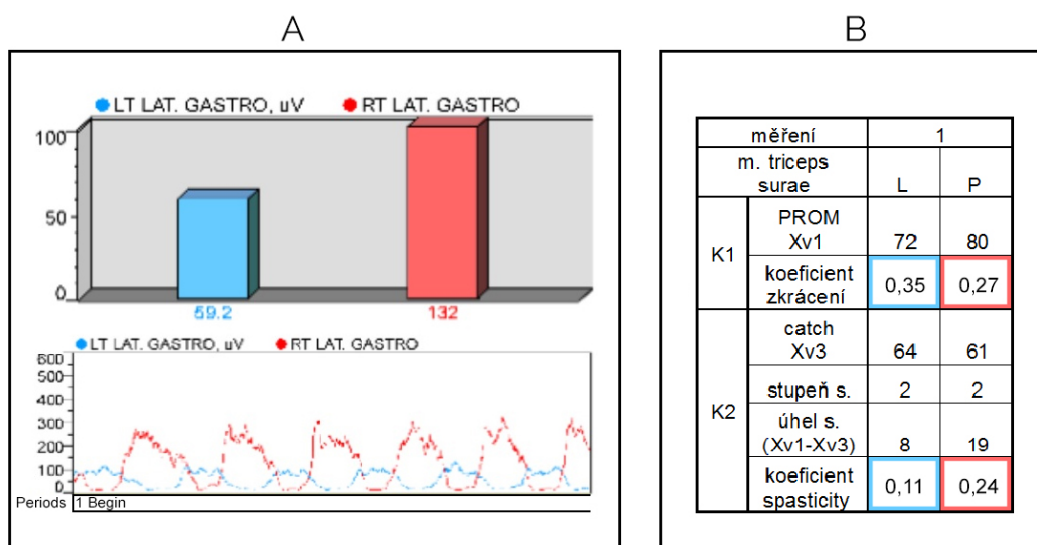
1	úplná pozitivní závislost
0,99-0,8	velmi silná pozitivní závislost
0,79-0,6	silná pozitivní závislost
0,59-0,4	středně silná pozitivní závislost
0,39-0,2	slabá pozitivní závislost
0,19-0,01	velmi slabá pozitivní závislost
0	žádná závislost
-0,01-(-0,19)	velmi slabá negativní závislost
-0,2-(-0,39)	slabá negativní závislost
-0,4-(-0,59)	středně silná negativní závislost
-0,6-(-0,79)	silná negativní závislost
-0,8-(-0,99)	velmi silná negativní závislost
-1	úplná negativní závislost

Následně byla pro statistické hodnocení hypotéz vypočítána Studentova t-distribuce a P-hodnota (P-value). Pro hodnocení hypotéz následně porovnááme hladinu významnosti testu s P-value. Pro výsledky tedy platí následující:

- Hodnota $p < 0,05$ značí statisticky významný rozdíl. Jestliže je tedy P-value menší než hladina významnosti (chyba α), zamítáme nulovou hypotézu.
- Hodnota $p > 0,05$ značí statisticky nevýznamný rozdíl. Jestliže je tedy P-value větší než hladina významnosti (chyba α), nulovou hypotézu H_0 nemůžeme zamítnout a můžeme tedy předpokládat, že platí (Bednářová et al., b. r.).

5 VÝSLEDKY

Vzhledem ke stanoveným hypotézám jsou v této kapitole uvedeny výsledky prvních dvou kroků Klinického vyšetření v pěti krocích pro m. triceps surae, m. rectus femoris a hamstringy bilaterálně, dále průměrná polyEMG aktivita těchto svalů při chůzi (mean) a výsledný vztah mezi hodnotami jednotlivých kroků 5-SCA a průměrnou polyEMG aktivitou svalů.



Obr. 9: Příklad výsledku měření pro oba porovnávané typy vyšetření; A – výsledná záznam polyEMG, B – výsledek 5-SCA

Obr. 9. zobrazuje výsledky obou typů vyšetření, mezi kterými je hledán vztah; konkrétně jde o měření č. 1 pro m. triceps surae. Na tomto příkladu bych ráda ilustrovala danou problematiku. Další zpracování dat probíhalo statisticky tak, jak je uvedeno v metodologii.

Obr. 9A. zobrazuje výsledný zpracovaný polyEMG záznam průměrné aktivity mm. gastrocnemii pro měření č. 1. V horním grafu je možné vidět průměrnou svalovou aktivitu levého (modrá barva) a pravého m. gastrocnemius (červená barva) naměřenou v 6 krokových cyklech; v dolním grafu je pak možné vidět amplitudu svalů během chůze. Ze samotného polyEMG záznamu je možné pouze okometrickým vyhodnocením určit, že v tomto případě vykazuje m. gastrocnemius vpravo při chůzi více než dvojnásobnou aktivitu oproti stejnému svalu vlevo. Předpokládáme, že to může být způsobeno zvýšeným svalovým napětím pravostranného svalu a/nebo zkrácením svalu

vlevo, jelikož očekáváme, že výsledky Klinického vyšetření v pěti krocích se projevují i při chůzi. Proto budeme hledat korelaci těchto výsledků s výsledky prvních dvou kroků klinického vyšetření.

Obr. 9B. zobrazuje tabulku se záznamem klinického vyšetření 5-SCA také pro měření č. 1. Z tohoto měření vidíme hodnoty pro první dva kroky (K1 a K2). Z těchto hodnot je patrné, že koeficient zkrácení pro levou dolní končetinu (L) je o 0,08 (tedy o 8%) vyšší, než koeficient zkrácení pro pravou dolní končetinu (P). Dále vidíme, že koeficient spasticity je vyšší naopak pro pravou dolní končetinu než pro levou, a to konkrétně o 0,13 (13%). Tento výsledek odpovídá výše popsanému okometrickému zhodnocení polyEMG záznamu a mohli bychom tak potvrdit předpoklad, že v měření č. 1 je levý m. gastrocnemius více zkrácený než vpravo a pravý m. gastrocnemius vykazuje vyšší hyperaktivitu.

Dále není vztah mezi vyšetřeními porovnáván pro každé měření zvlášť, nýbrž je pro potvrzení výše uvedené korelace mezi vyšetřeními prováděno statistické šetření. Data obou vyšetření byla zpracována zvlášť pro všech 12 měření a pro 3 šetřené svalové skupiny a byl proveden rozdíl hodnot mezi pravou a levou končetinou (diff); výsledné hodnoty byly přepsány do tabulek č. 10 až 15. Tab. 10 – Tab. 12 obsahuje data kroku 1 klinického vyšetření a polyEMG aktivitu svalu při chůzi. V Tab 13 – Tab.15 jsou obsažena data kroku 2 klinického vyšetření a polyEMG aktivita svalu při chůzi. Mezi těmito dvěma vyšetřeními byl následně pro každý sval zvlášť hledán vztah pomocí Pearsonova korelačního koeficientu.

5.1 Testování hypotézy č. 1 a č. 2

Následující tabulky zobrazují výsledky kroku 1 vyšetření 5SCA, který zkoumá zkrácení svalu. Jeho proměnnými jsou PROM a koeficient zkrácení. Tyto proměnné jsou porovnávány s průměrnou polyEMG aktivitou svalu při chůzi.

Tab. 10: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro m. triceps surae; testování hypotézy č. 1 a č. 2

n	polyEMG			5-SCA					
	mean (μV)			Krok 1					
	L GCM	P GCM	diff	PROM X_{v1} ($^{\circ}$)			koeficient zkrácení		
				L TS	P TS	diff	L TS	P TS	diff
1	59.20	132.00	-72.80	72.00	80.00	-8.00	0.35	0.27	0.07
2	113.00	79.60	33.40	94.00	95.00	-1.00	0.15	0.14	0.01
3	15.00	9.31	5.69	80.00	75.00	5.00	0.27	0.32	-0.05
4	25.20	23.10	2.10	95.00	90.00	5.00	0.14	0.18	-0.05
5	27.80	27.40	0.40	85.00	85.00	0.00	0.23	0.23	0.00
6	28.40	24.80	3.60	88.00	88.00	0.00	0.20	0.20	0.00
7	44.60	32.80	11.80	108.00	92.00	16.00	0.02	0.16	-0.15
8	53.80	64.00	-10.20	108.00	92.00	16.00	0.02	0.16	-0.15
9	54.70	69.90	-15.20	102.00	98.00	4.00	0.07	0.11	-0.04
10	50.60	42.40	8.20	102.00	98.00	4.00	0.07	0.11	-0.04
11	39.30	48.20	-8.90	90.00	92.00	-2.00	0.18	0.16	0.02
12	39.70	37.60	2.10	102.00	98.00	4.00	0.07	0.11	-0.04

	H1	H2
Korelační koeficient r_{pearson}	0.39	-0.39
t- distribuce	1.36	-1.36
P-value	0.10	0.10

V Tab. 10 jsou pro všech 12 měření (n 1 – 12) uvedeny sledované parametry pro m. triceps surae. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μV pro levý a pravý m. gastrocnemius (L GCM a P GCM) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné hodnoty *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $\text{diff} = \text{L GCM} - \text{P GCM}$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 1: pasivního rozsahu pohybu (PROM) m. triceps surae a koeficientu zkrácení m. triceps surae, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L TS) a pravou (P TS) dolní končetinu. Ve zvýrazněných sloupcích je opět zaznamenán rozdíl hodnot (*diff.*) obou končetin dle vzorce $\text{diff} = \text{L TS} - \text{P TS}$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient r_{pearson} , Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H1 (z hodnot *diff PROM* a *diff mean*) a pro hypotézu H2 (z hodnot *diff koeficientu zkrácení* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „PROM“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H1) je pro m. triceps surae 0,39, tedy slabá až středně silná pozitivní závislost. P-value je 0,1. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „koeficient zkrácení“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H2) je pro tento sval -0,39, tedy slabá až středně silná negativní závislost. P-value je 0,1. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Tab. 11: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro m. rectus femoris; testování hypotézy č. 1 a č. 2

n	polyEMG			5-SCA					
	mean (μV)			Krok 1			koeficient zkrácení		
	L RF	P RF	diff	PROM Xv1 ($^\circ$)			koeficient zkrácení		
	L RF	P RF	diff	L RF	P RF	diff	L RF	P RF	diff
1	67.50	70.20	-2.70	106.00	115.00	-9.00	0.21	0.15	0.07
2	62.60	75.30	-12.70	108.00	120.00	-12.00	0.20	0.11	0.09
3	7.89	18.60	-10.71	112.00	95.00	17.00	0.17	0.30	-0.13
4	31.50	22.40	9.10	118.00	110.00	8.00	0.13	0.19	-0.06
5	18.70	19.00	-0.30	95.00	95.00	0.00	0.30	0.30	0.00
6	32.10	20.70	11.40	118.00	118.00	0.00	0.13	0.13	0.00
7	66.70	76.70	-10.00	90.00	110.00	-20.00	0.33	0.19	0.15
8	80.30	60.90	19.40	118.00	128.00	-10.00	0.13	0.05	0.07
9	43.80	39.50	4.30	90.00	95.00	-5.00	0.33	0.30	0.04
10	39.10	39.20	-0.10	110.00	112.00	-2.00	0.19	0.17	0.01
11	37.30	32.20	5.10	38.00	40.00	-2.00	0.72	0.70	0.01
12	33.90	37.70	-3.80	55.00	55.00	0.00	0.59	0.59	0.00

	H1	H2
Korelační koeficient r_{pearson}	0.07	-0.07
t- distribuce	0.21	-0.21
P-value	0.42	0.42

V Tab. 11 jsou pro všech 12 měření (n 1 – 12) zapsány sledované parametry pro m. rectus femoris. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μV pro levý a pravý m. rectus femoris (L RF a P RF) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné hodnoty *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $\text{diff} = \text{L RF} - \text{P RF}$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 1: pasivního rozsahu pohybu (PROM) a koeficientu zkrácení, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L RF) a pravou (P RF) dolní končetinu.

Ve zvýrazněných sloupcích je opět vypočítán rozdíl hodnot (diff.) obou končetin dle vzorce $\text{diff} = \text{L RF} - \text{P RF}$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient r_{pearson} , Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H1 (z hodnot *diff PROM* a *diff mean*) a pro hypotézu H2 (z hodnot *diff koeficientu zkrácení* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*PROM*“ a „*průměrná aktivita svalu při chůzi*“ (H1) je pro m. rectus femoris 0,07, tedy velmi slabá pozitivní závislost. P-value je 0,42. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*koeficient zkrácení*“ a „*průměrná aktivita svalu při chůzi*“ (H2) je pro tento sval -0,07, tedy velmi slabá negativní závislost. P-value je 0,42. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Tab. 12: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro hamstringy; testování hypotézy č. 1 a č. 2

n	polyEMG			5-SCA					
	mean (μV)			Krok 1					
				PROM Xv1 ($^{\circ}$)			koeficient zkrácení		
	L ST	P ST	diff	L HS	P HS	diff	L HS	P HS	diff
1	48.10	56.10	-8.00	26.00	40.00	-14.00	0.71	0.56	0.16
2	58.50	55.00	3.50	42.00	58.00	-16.00	0.53	0.36	0.18
3	10.00	7.52	2.48	40.00	45.00	-5.00	0.56	0.50	0.06
4	52.00	21.90	30.10	58.00	55.00	3.00	0.36	0.39	-0.03
5	27.00	21.10	5.90	38.00	28.00	10.00	0.58	0.69	-0.11
6	27.20	31.40	-4.20	44.00	42.00	2.00	0.51	0.53	-0.02
7	79.10	39.70	39.40	40.00	42.00	-2.00	0.56	0.53	0.02
8	79.30	46.80	32.50	55.00	52.00	3.00	0.39	0.42	-0.03
9	30.40	40.40	-10.00	35.00	42.00	-7.00	0.61	0.53	0.08
10	31.30	48.20	-16.90	48.00	55.00	-7.00	0.47	0.39	0.08
11	27.10	22.20	4.90	30.00	22.00	8.00	0.67	0.76	-0.09
12	39.00	48.40	-9.40	35.00	30.00	5.00	0.61	0.67	-0.06

	H1	H2
Korelační koeficient r_{pearson}	0.30	-0.30
t- distribuce	0.99	-0.99
P-value	0.17	0.17

V Tab. 12 jsou pro všech 12 měření (n 1 – 12) uvedeny sledované parametry pro hamstringy. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μV pro levý a pravý m. semitendinosus (L ST a P ST) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné hodnoty *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $\text{diff} = \text{L ST} - \text{P ST}$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky

Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 1: pasivního rozsahu pohybu (PROM) hamstringů a koeficient zkrácení hamstringů, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L HS) a pravou (P HS) dolní končetinu. Ve zvýrazněných sloupcích je opět vypočítán rozdíl hodnot (diff.) obou končetin dle vzorce $diff = L HS - P HS$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient $r_{pearson}$, Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H1 (z hodnot *diff PROM* a *diff mean*) a pro hypotézu H2 (z hodnot *diff. koeficientu zkrácení* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*PROM*“ a „*průměrná aktivita svalů při chůzi*“ (H1) je pro hamstringy 0,30, tedy slabá pozitivní závislost. P-value je 0,17. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*koeficient zkrácení*“ a „*průměrná aktivita svalů při chůzi*“ (H2) je pro tuto svalovou skupinu -0,30, tedy slabá negativní závislost. P-value je 0,17. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

5.2 Testování hypotézy č. 3 a č. 4

Následující tabulky zobrazují výsledky kroku 2 vyšetření 5SCA, který zkoumá svalovou hyperaktivitu. Jeho proměnnými jsou úhel spasticity a koeficient spasticity. Tyto proměnné jsou porovnávány s průměrnou polyEMG aktivitou svalu při chůzi.

Tab. 13: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro m. triceps surae; testování hypotézy č. 3 a č. 4

n	polyEMG			5-SCA						
	mean (μV)			Krok 2						
	L GCM	P GCM	diff	úhel spasticity (XV1-XV3)			koeficient spasticity			
				L TS	P TS	diff	L TS	P TS	diff	
1	59.20	132.00	-72.80	8.00	19.00	-11.00	0.11	0.24	-0.13	
2	113.00	79.60	33.40	7.00	13.00	-6.00	0.07	0.14	-0.06	
3	15.00	9.31	5.69	8.00	5.00	3.00	0.10	0.07	0.03	
4	25.20	23.10	2.10	7.00	5.00	2.00	0.07	0.06	0.02	
5	27.80	27.40	0.40	13.00	5.00	8.00	0.15	0.06	0.09	
6	28.40	24.80	3.60	23.00	19.00	4.00	0.26	0.22	0.05	
7	44.60	32.80	11.80	4.00	2.00	2.00	0.04	0.02	0.02	
8	53.80	64.00	-10.20	3.00	2.00	1.00	0.03	0.02	0.01	
9	54.70	69.90	-15.20	17.00	13.00	4.00	0.17	0.13	0.03	
10	50.60	42.40	8.20	14.00	17.00	-3.00	0.14	0.17	-0.04	
11	39.30	48.20	-8.90	8.00	12.00	-4.00	0.09	0.13	-0.04	
12	39.70	37.60	2.10	17.00	13.00	4.00	0.17	0.13	0.03	

	H3	H4
Korelační koeficient r_{pearson}	0.42	0.45
t- distribuce	1.48	1.59
P-value	0.08	0.07

V Tab. 13 jsou pro všech 12 měření uvedeny sledované parametry pro m. triceps surae. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μV pro levý a pravý m. gastrocnemius (L GCM a P GCM) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné hodnoty *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $\text{diff} = \text{L GCM} - \text{P GCM}$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 2: úhel spasticity m. triceps surae a koeficient spasticity m. triceps surae, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L TS) a pravou (P TS) dolní končetinu. Ve zvýrazněných sloupcích je opět uveden rozdíl hodnot (*diff.*) obou končetin dle vzorce $\text{diff} = \text{L} - \text{P}$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient r_{pearson} , Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H3 (z hodnot *diff úhel spasticity* a *diff mean*) a pro hypotézu H4 (z hodnot *diff. koeficient spasticity* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „úhel spasticity“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H3) je pro m. triceps surae 0,42, tedy středně silná pozitivní závislost. P-value je 0,08. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „koeficient spasticity“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H4) je pro tento sval 0,45, tedy středně silná pozitivní závislost. P-value je 0,07. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Tab. 14: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro m. rectus femoris; testování hypotézy č. 3 a č. 4

n	polyEMG			5-SCA					
	mean (μ V)			Krok 2					
				úhel spasticity (XV1-XV3)			koeficient spasticity		
	L RF	P RF	diff	L RF	P RF	diff	L RF	P RF	diff
1	67.50	70.20	-2.70	56.00	63.00	-7.00	0.53	0.55	-0.02
2	62.60	75.30	-12.70	58.00	68.00	-10.00	0.54	0.57	-0.03
3	7.89	18.60	-10.71	74.00	53.00	21.00	0.66	0.56	0.10
4	31.50	22.40	9.10	83.00	72.00	11.00	0.70	0.65	0.05
5	18.70	19.00	-0.30	40.00	30.00	10.00	0.42	0.32	0.11
6	32.10	20.70	11.40	52.00	63.00	-11.00	0.44	0.53	-0.09
7	66.70	76.70	-10.00	28.00	55.00	-27.00	0.31	0.50	-0.19
8	80.30	60.90	19.40	34.00	38.00	-4.00	0.29	0.30	-0.01
9	43.80	39.50	4.30	38.00	33.00	5.00	0.42	0.35	0.07
10	39.10	39.20	-0.10	35.00	31.00	4.00	0.32	0.28	0.04
11	37.30	32.20	5.10	8.00	12.00	-4.00	0.21	0.30	-0.09
12	33.90	37.70	-3.80	8.00	11.00	-3.00	0.15	0.20	-0.05

	H3	H4
Korelační koeficient $r_{pearson}$	0.08	0.06
t- distribuce	0.26	0.18
P-value	0.40	0.43

V Tab. 14 jsou pro všech 12 měření uvedeny sledované parametry pro m. rectus femoris. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μ V pro levý a pravý m. rectus femoris (L RF a P RF) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $diff = L\ RF - P\ RF$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 2: úhel spasticity a koeficient spasticity m. rectus femoris, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L RF) a pravou (P RF) dolní končetinu.

Ve zvýrazněných sloupcích je opět uveden rozdíl hodnot (diff.) obou končetin dle vzorce $\text{diff} = \text{L RF} - \text{P RF}$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient r_{pearson} , Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H3 (z hodnot *diff úhel spasticity* a *diff mean*) a pro hypotézu H4 (z hodnot *diff. koeficient spasticity* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*úhel spasticity*“ a „*průměrná aktivita svalu při chůzi*“ (H3) pro m. rectus femoris je 0,08, tedy velmi slabá pozitivní závislost. P-value je 0,40. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „*koeficient spasticity*“ a „*průměrná aktivita svalu při chůzi*“ (H4) pro m. rectus femoris je 0,06, tedy velmi slabá pozitivní závislost. P-value je 0,43. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Tab. 15: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro hamstringy; testování hypotézy č. 3 a č. 4

n	polyEMG			5-SCA					
				Krok 2					
	mean (μV)			úhel spasticity (XV1-XV3)			koeficient spasticity		
	L ST	P ST	diff	L HS	P HS	diff	L HS	P HS	diff
1	48.10	56.10	-8.00	58.00	35.00	23.00	2.23	0.88	1.36
2	58.50	55.00	3.50	44.00	20.00	24.00	1.05	0.34	0.70
3	10.00	7.52	2.48	10.00	15.00	-5.00	0.25	0.33	-0.08
4	52.00	21.90	30.10	15.00	10.00	5.00	0.26	0.18	0.08
5	27.00	21.10	5.90	10.00	12.00	-2.00	0.26	0.43	-0.17
6	27.20	31.40	-4.20	40.00	14.00	26.00	0.91	0.33	0.58
7	79.10	39.70	39.40	12.00	0.00	12.00	0.30	0.00	0.30
8	79.30	46.80	32.50	5.00	0.00	5.00	0.09	0.00	0.09
9	30.40	40.40	-10.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10	31.30	48.20	-16.90	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11	27.10	22.20	4.90	38.00	32.00	6.00	1.27	1.45	-0.19
12	39.00	48.40	-9.40	30.00	35.00	-5.00	0.86	1.17	-0.31

	H3	H4
Korelační koeficient r_{pearson}	0.05	-0.07
t- distribuce	0.15	-0.22
P-value	0.44	0.41

V Tab. 15 jsou pro všech 12 měření uvedeny sledované parametry pro hamstringy. V levé části tabulky je uvedena průměrná amplituda (mean) svalové aktivity v μV pro levý a pravý m. semitendinosus (L ST a P ST) měřená při chůzi pomocí polyEMG. Zvýrazněné hodnoty *diff.* značí rozdíl amplitud svalové aktivity levé a pravé končetiny dle vzorce: $\text{diff} = \text{L ST} - \text{P ST}$. Pravá část tabulky zobrazuje výsledky Vyšetření v pěti krocích, konkrétně Kroku 2: úhel spasticity a koeficient spasticity hamstringů, který byl vypočítán pomocí vzorce z dat klinického testu 5-SCA. Uvedeny jsou hodnoty pro levou (L HS) a pravou (P HS) dolní končetinu. Ve zvýrazněných sloupcích je opět uveden rozdíl hodnot (*diff.*) obou končetin dle vzorce $\text{diff} = \text{L HS} - \text{P HS}$. Ve spodní části tabulky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient r_{pearson} , Studentova t-distribuce a P-value pro hypotézu H3 (z hodnot *diff úhel spasticity* a *diff mean*) a pro hypotézu H4 (z hodnot *diff koeficient spasticity* a *diff mean*).

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „úhel spasticity“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H3) je pro hamstringy 0,05, tedy velmi slabá pozitivní závislost. P-value je 0,44. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnání závislosti proměnných „koeficient spasticity“ a „průměrná aktivita svalu při chůzi“ (H4) je pro tuto svalovou skupinu - 0,07, tedy velmi slabá negativní závislost. P-value je 0,41. Jelikož je $p > 0,05$ jde o statisticky nevýznamný rozdíl.

5.3 Souhrnné výsledky

Tab. 16: Souhrnné výsledky pro všechny svaly a hypotézy

svaly	polyEMG x 5-SCA: Krok 1				polyEMG x 5-SCA: Krok 2			
	PROM (H1)		k. zkrácení (H2)		úhel s. (H3)		k.spasticity (H4)	
	r_{pearson}	P-value	r_{pearson}	P-value	r_{pearson}	P-value	r_{pearson}	P-value
TS	0.39	0.10	-0.39	0.10	0.42	0.08	0.45	0.07
RF	0.07	0.42	-0.07	0.42	0.08	0.40	0.06	0.43
HS	0.30	0.17	-0.30	0.17	0.05	0.44	-0.07	0.41

Tab. 16 zobrazuje souhrnné výsledky pro všechny vyšetřované svaly: m. triceps surae (TS), m. rectus femoris (RF) a hamstringy (HS), a také pro všechny sledované proměnné z prvních dvou kroků klinického vyšetření a jejich vztah s polyEMG aktivitou svalů. H1 – H4 označuje čísla jednotlivých hypotéz, které se k proměnným vztahují.

Slabá až středně silná závislost v požadovaném směru závislosti byla shledána mezi Krokem 1 Klinického vyšetření v pěti krocích a polyEMG aktivitou svalu (hypotéza č. 1 a č. 2) u 2 ze 3 snímaných svalů s P-value 0,10 a 0,17.

Mezi Krokem 2 Klinického vyšetření v pěti krocích (hypotéza č. 3 a 4) a polyEMG aktivitou svalů byla nalezena středně silná závislost pouze u 1 ze 3 snímaných svalů s P-value 0,07.

6 DISKUZE

Přesné vymezení pojmu a definice spasticity jsou velmi často nejednoznačné a z důvodu nejednotného systému jejího vyhodnocování vycházejícího z různých definic je také obtížné říci, jak častý je výskyt spasticity u léze horního motoneuronu. Lze však odhadovat, že spasticita vznikne až u 50 % pacientů s lézí horního motoneuronu (Jech, 2015); dle údajů AANS (2006) má přes 80 % osob s dětskou mozkovou obrnou určitý stupeň spasticity. Ze své několikaleté praxe (RÚ Kladruby, Rehafit, Borůvka Praha) mohu potvrdit, že jde o velmi častý fenomén a je jedním z hlavních faktorů, se kterým musí fyzioterapeut u této skupiny pacientů pracovat. Vzhledem ke složité patofyziologii problému, a tedy i nejasné definici, jsou i vyšetření spasticity různorodá a nejasná a z nepřesného vyšetření pak vychází nespécifická terapie, která se často míjí účinkem.

Ke zvolení toho tématu pro diplomovou práci mě motivovalo každodenní setkávání se s problematikou spasticity u mých pacientů (v současné době převážně dospělí pacienti po DMO), která je dle jejich slov nejvíce omezuje. Zároveň však u většiny těchto pacientů naprosto chybí jakákoliv léčba spasticity a informovanost pacientů o jejich možnostech je minimální – často mají v rámci terapie spasticity zkušenosti pouze s užíváním centrálních myorelaxancií, jejichž efekt nehodnotí jako dostatečný. Navíc lékařské zprávy pacientů s DMO o tomto zásadním projevu léze horního motoneuronu výrazně ovlivňujícím jejich kvalitu života často uvádějí pouze málo říkající: „DMO - symetrická spastická diparéza“, bez jakékoliv bližší specifikace problému. V dnešní době je však již studii prokázáno, že existují citlivější vyšetřovací postupy, než je stále hojně využívaná Ashworthova škála a její modifikace (Gál a Lavičková, ©2016; Ehler, 2015; Scholtes et al., 2006), které umožňují spasticitu blíže popsat a díky tomu je také možné stanovit specifickou a tak i účinnou léčbu.

Detailní, přehledný a zároveň ucelený pohled na problematiku spasticity tak, jak jsem se s ním dosud nesešla, přináší francouzský profesor Gracies. Diagnosticko-terapeutický koncept prof. Graciese je na některých českých specializovaných pracovištích již běžně používán. Domnívám se, že rozšíření výsledků jeho práce mezi odbornou společnost může napomoci zvolení efektivní a cílené terapie a tím především vyšší kvalitě života pacientů se spastickou parézou.

Zásadní myšlenkou, kterou prof. Gracies rozpracoval, je, že spasticita je pouze jednou z forem zvýšeného svalového napětí a samotná spasticita tak není hlavní příčinou pacientových obtíží. Mezi další formy hypertonu patří dle něj například spastická dystonie či spastická kokontrakce, které jsou pro pacienta často více disabilitujícími než samotná spasticita. Gracies klade důraz na fakt, že mimo zvýšeného svalového napětí se u syndromu centrálního motoneuronu vyskytují další dva důležité faktory, a to zkrácení měkkých tkání a paréza. Tyto tři příznaky, které jsou úzce propojené a navzájem se negativně ovlivňují, tvoří triádu příznaků spastické parézy. Každá svalová skupina má určitý poměr těchto tří příznaků a ten se liší nejen mezi svaly, ale i mezi pravou a levou končetinou, spastická paréza tedy téměř nikdy není symetrická. Nejprve je třeba jednotlivé složky od sebe odlišit, což umožňuje unikátní vyšetřovací protokol *Five-step clinical assessment (5-SCA)*, který na rozdíl od ostatních běžně používaných vyšetřovacích postupů navíc hodnotí i aktivní pohyb a reálnou funkci končetiny. Na podkladě tohoto vyšetření je pak možné cílit terapii na jednotlivé složky postižení, tedy zkrácené svaly protahovat, hyperaktivní inhibovat denervačními postupy (aplikací botulotoxinu A) a paretické svaly posilovat. Terapeutický koncept je jasný a přesně cílený na konkrétní svaly, navíc je veden formou jednoduché autoterapie, která je pro pacienty dobře pochopitelná.

Velmi důležité pro ucelenou a efektivní léčbu spastické parézy je zajisté mezioborová spolupráce, která dobře funguje například v centrech spasticity, kterých je v ČR několik; dle mého názoru je třeba rozšířit povědomí o problematice i mezi další neurology, pediatry, ortopedy, fyzioterapeuty a další zdravotnické pracovníky. Bez spolupráce lékaře s fyzioterapeutem nebude nikdy mít aplikace botulotoxinu do hyperaktivních svalů požadovaný efekt, stejně tak jako například prolongace šlach bez předchozího důkladného vyšetření a následné rehabilitace nebude dlouhodobě efektivní metodou. Ani fyzioterapeut nedokáže žádnou terapeutickou metodou pacientovi pomoci tolik, jako když spolupracuje s jeho lékařem na ovlivnění všech příznaků spastické parézy, čímž se jim společnými silami podaří bludný kruh symptomů spastické parézy narušit.

Vedle klinického vyšetření je mnoha autory (např. Fluren, 2009; Švehlík, 2011) pro vyšetření spastické parézy v běžné praxi doporučováno polyEMG či přístrojová analýza chůze. EMG je pro naši cílovou skupinu pacientů zatím stále nejvíce používáno ve studiích a experimentech; v klinické praxi se v současné době nejvíce využívá

jehlové EMG pro aplikaci botulotoxinu A. Důvodem autorů pro doporučení zařazení přístrojového vyšetření současně s vyšetřením klinickým je jednak to, že běžné klinické testy nehodnotí zapojení spastických končetin ve funkci (chůzi), a druhak fakt, že observační analýza chůze je příliš subjektivní. Tyto důvody částečně vyvrací prof. Gracies, který zapojení končetin do funkce kvantitativně hodnotí. Pomocí polyEMG je však také možné odhalit svalové kokontrakce, což použití klinických vyšetření neumožňuje. Snímání svalové aktivity ve funkci pomocí polyEMG by navíc mohlo pomoci odlišit jednotlivé příznaky syndromu centrálního motoneuronu.

Cílem rešeršní části této práce bylo čtenáři představit problematiku syndromu centrálního motoneuronu, možnosti vyšetření spastické parézy u dospělých pacientů s dětskou mozkovou obrnou a zhodnocení kvality jednotlivých vyšetřovacích postupů. Zejména bylo cíleno na patofyziologii spastické parézy a z ní vycházející poměrně mladý koncept vyšetření a terapie spastické parézy dle prof. Graciese. Mimo možností klinických vyšetření byl kladen důraz i na možnosti přístrojového vyšetření u pacientů s touto diagnózou, zejména na využití polyEMG, jelikož snímání svalové aktivity při chůzi je v mnoha studiích pro použití v klinické praxi doporučováno, zatím se však stále využívá primárně ve výzkumech. Tímto bych ráda napomohla zavedení těchto vyšetřovacích postupů do běžné rehabilitační praxe, neboť se aplikují dle mých informací v ČR zatím pouze na několika málo pracovištích, a to s velmi dobrými výsledky. Domnívám se, že cíl rešeršní části byl splněn.

Vedle důkladného teoretického vysvětlení problematiky bylo mým cílem zařadit do praktické části práce dvě v současné době nejvíce doporučovaná vyšetření, tedy Vyšetření v pěti krocích dle Graciese a snímání polyEMG aktivity svalů ve funkci.

Cílem empirické části bylo pomocí klinického vyšetření 5-SCA odlišit dvě ze tří složek spastické parézy, a to hyperaktivitu svalu a svalové zkrácení, které u dospělých pacientů s DMO dominují a nejvíce tak ovlivňují celkový klinický obraz jejich hendikepu. Projevy zvýšeného svalového napětí totiž výrazně ovlivňují nejen posturu (např. spastická dystonie), ale i kvalitu pohybu (např. spastická kokontrakce), a navíc zkracování měkkých tkání, které se zhoršuje s prodlužující se dobou od vzniku léze, má také výrazný negativní dopad na posturu i zapojení svalů v pohybu. Stěžejním cílem této části práce pak bylo najít případný vztah mezi výsledky klinického vyšetření dle prof. Graciese a polyEMG aktivitou svalů snímanou při chůzi. Hyperaktivita a zkrácení svalu se vyšetřují v prvních dvou krocích vyšetření 5-SCA různě rychlým pasivním

protážením vyšetřovaných svalů; nedávají nám tedy informaci o jejich vlivu na aktivní zapojení končetiny do funkce. Ke zhodnocení funkce slouží poslední, pátý krok tohoto vyšetření, který hodnotí pouze rychlost chůze a počet kroků. Pro výzkumnou část této práce jsem se tedy rozhodla klinické vyšetření doplnit o přístrojové vyšetření polyEMG při chůzi, které je pro vyšetření funkce končetin doporučováno, avšak v praxi se u pacientů se syndromem horního motoneuronu využívá jen zřídka zejména kvůli komplikované normalizaci EMG záznamu; pacienti s lézí centrálního motoneuronu totiž nejsou zejména kvůli svalovým kokontrakcím schopni provedení izolované maximální volní kontrakce svalu, které se k normalizaci nejčastěji využívá. Dle Halaki a Ginn (2012) je však za splnění určitých podmínek možné použít nenormovaný signál, čehož jsme v našem případě využili. Domnívám se, že takovéto použití by pro zpřesnění klinického vyšetření, oddělení jednotlivých složek spastické parézy a případně i získání dalších cenných informací, bylo možné i v běžné praxi. Snahou výzkumu tedy bylo objektivizovat první dva pasivně prováděné kroky klinického vyšetření pomocí snímání svalové aktivity polyEMG při chůzi.

Jedná se o kvantitativní výzkum, zpracováváný formou korelačního šetření, který byl původně plánován pro skupinu 10 probandů, a u každého z nich měla proběhnout 2 nezávislá měření, celkem tedy mělo být do výzkumu zařazeno 20 měření. Z různých důvodů se však 4 probandi nemohli experimentu zúčastnit. Výzkumu se tedy nakonec zúčastnilo 6 probandů (4 muži a 2 ženy) s diparetickou formou DMO. U každého z probandů proběhla 2 na sobě nezávislá měření – celkem tedy 12 měření. Vzhledem k takto malému počtu měření je zřejmé, že výsledky tohoto výzkumu nelze zobecňovat a uplatňovat ve všeobecném tvrzení, a že celý výzkum by bylo potřeba provést na statisticky významnějším počtu měření.

V rámci každého měření byl vztah mezi oběma testy hodnocen na 3 svalech či svalových skupinách: 1. m. triceps surae (TS), pro který byla snímána polyEMG aktivita mediální hlavy m. gastrocnemius; 2. m. rectus femoris (RF); 3. hamstringy (HS), pro které byla snímána polyEMG aktivita m. semitendinosus. Tyto svaly byly vybrány tak, aby odpovídaly svalům měřeným v klinickém testu a zároveň byly technicky dobře měřitelné pomocí polyEMG. Například snímání aktivity adduktorů kyčelních kloubů by bylo z klinického hlediska zajímavé, museli jsme ho však z experimentu vyřadit, jelikož addukční postavení dolních končetin pacientů a střížná chůze by představovaly vysoké riziko artefaktů vzniklé třením stehen, a tím i elektrod o sebe. Stanoveny byly celkem 4

hypotézy, z nichž hypotéza č. 1 a č. 2 zkoumá vztah mezi zkrácením svalu (Krok 1) a jeho polyEMG aktivitou při chůzi. Hypotéza č. 3 a č. 4 pak zkoumá vztah mezi svalovou hyperaktivitou (Krok 2) a polyEMG aktivitou svalu při chůzi.

Hypotézy (nulová i alternativní) číslo 1 se vztahovaly k výzkumné otázce téhož čísla, která zní: „*Koreluje větší pasivní rozsah pohybu (PROM) pro svaly dolních končetin měřený v prvním kroku vyšetření 5-SCA s vyšší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?*“. Nulová hypotéza předpokládala, že nekoreluje, alternativní hypotéza pak, že koreluje v pozitivním směru závislosti. Výsledek Pearsonova korelačního koeficientu odpovídal pro 2 ze 3 hodnocených svalů slabé až středně silné pozitivní závislosti (korelační koeficient pro TS je 0,39, pro HS 0,30). Z tohoto výsledku vyplývá, že pro tyto dva svaly je hypotéza H_{1A} platná a hypotéza H_{10} neplatná. Musíme však vzít v potaz výsledek P-value, který pro tuto hypotézu vyšel u TS 0,10 a u HS 0,17. Jelikož $p > 0,05$, tedy pravděpodobnost chyby α je větší než 5 %, jde o statisticky nevýznamný rozdíl a přesto, že mezi proměnnými byla nalezena požadovaná závislost, nemůžeme hypotézu H_{1A} potvrdit. Pro sval RF byla nalezena pouze velmi slabá pozitivní závislost $r = 0,07$ a P-value = 0,42. Alternativní hypotézu tedy nemůžeme pro vysokou hodnotu P-value potvrdit ani pro jeden ze svalů.

Hypotézy (nulová i alternativní) číslo 2 se vztahovaly k výzkumné otázce téhož čísla, která zní: „*Koreluje snížená protažitelnost, tedy vyšší koeficient zkrácení svalů dolních končetin, měřená v prvním kroku vyšetření 5-SCA s nižší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?*“. Nulová hypotéza předpokládala, že nekoreluje, alternativní hypotéza pak, že koreluje v negativním směru závislosti. Výsledek Pearsonova korelačního koeficientu odpovídal pro 2 ze 3 hodnocených svalů slabé až středně silné negativní závislosti (korelační koeficient pro TS je -0,39, pro HS -0,30). Z tohoto výsledku vyplývá, že pro tyto dva svaly je hypotéza H_{2A} platná a hypotéza H_{20} neplatná. Musíme však vzít v potaz výsledek P-value, který pro tuto hypotézu vyšel u TS 0,10 a u HS 0,17. Jelikož $p > 0,05$, tedy pravděpodobnost chyby α je větší než 5 %, jde o statisticky nevýznamný rozdíl a přesto, že mezi proměnnými je požadovaná závislost, nemůžeme hypotézu H_{2A} potvrdit. Pro sval RF byla nalezena pouze velmi slabá negativní závislost ($r = -0,07$ a P-value 0,42). Ani v tomto případě tedy není pro vysokou hodnotu P-value možné alternativní hypotézu potvrdit.

Výsledné vztahy mezi proměnnými v hypotéze č. 1 a č. 2, které hodnotí vztah polyEMG a kroku 1 vyšetření 5-SCA nám však napovídají, že námi předpokládaná tendence, tedy že čím protaženější bude sval, tím větší bude jeho aktivita při chůzi a naopak, je správná. Pozitivní závislost byla s mírně zvýšenou P-value potvrzena u 4 ze 6 zkoumaných proměnných. Je tedy nutné tento vztah dále zkoumat a zodpovědět si tak otázky, proč je síla závislosti mezi proměnnými poměrně slabá a proč je zvýšená pravděpodobnost chyby. Dle mého názoru možnými příčinami mohou být: 1. poměrně malý vzorek pacientů, jehož navýšení by mohlo napomoci snížit P-value a 2. přítomnost svalových kokontraktí, které se projevují při zapojení končetiny do funkce a mohou tak svým vlivem zkreslovat výsledky. Pro případné další studie by tedy bylo vhodné navíc sledovat svaly v agonisticko-antagonistických párech a určit tak míru svalové kokontrakce.

Hypotézy (nulová i alternativní) číslo 3 se vztahovaly k výzkumné otázce téhož čísla, která zní: „*Koreluje vyšší úhel spasticity svalů dolních končetin měřený v druhém kroku vyšetření 5-SCA s vyšší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?*“. Nulová hypotéza předpokládala, že nekoreluje, alternativní hypotéza pak, že koreluje v pozitivním směru závislosti. Výsledek Pearsonova korelačního koeficientu odpovídal pro 1 ze 3 hodnocených svalů středně silné pozitivní závislosti (korelační koeficient pro TS je 0,42, P-value 0,08). Pro zbylé dva svaly byla nalezena pouze velmi slabá pozitivní závislost mezi proměnnými s vysokou P-value ($r_{RF} = 0,08$, P-value = 0,40; $r_{HS} = 0,05$, P-value = 0,44). Z těchto výsledků vyplývá, že hypotézu H_{3A} nelze potvrdit.

Hypotézy (nulová i alternativní) číslo 4 se vztahovaly k výzkumné otázce téhož čísla, která zní: „*Koreluje větší hyperaktivita, tedy vyšší koeficient spasticity svalů dolních končetin měřená v druhém kroku vyšetření 5-SCA s větší polyEMG aktivitou těchto svalů při chůzi?*“. Nulová hypotéza předpokládala, že nekoreluje, alternativní hypotéza pak, že koreluje v pozitivním směru závislosti. Výsledek Pearsonova korelačního koeficientu odpovídal pro 1 ze 3 hodnocených svalů středně silné pozitivní závislosti (korelační koeficient pro TS je 0,45, P-value 0,07). Pro zbylé dva svaly byla nalezena velmi slabá pozitivní a velmi slabá negativní závislost mezi proměnnými s vysokou P-value ($r_{RF} = 0,06$, P-value = 0,43; $r_{HS} = -0,07$, P-value = 0,41). Z těchto výsledků vyplývá, že ani hypotézu H_{4A} nelze potvrdit.

Výsledné vztahy mezi proměnnými v hypotéze č. 3 a č. 4, které hodnotí vztah polyEMG a kroku 2 vyšetření 5-SCA ukazují, že námi předpokládaná tendence, tedy že čím více hyperaktivní bude sval, tím větší bude jeho aktivita při chůzi a naopak, se projevila středně silnou závislostí požadovaného směru pouze pro jeden ze svalů. Je však nutné tento vztah dále zkoumat a zodpovědět si tak otázky, proč je síla závislosti mezi proměnnými poměrně slabá, proč je zvýšená pravděpodobnost chyby (P-value) a také proč pro některé svaly výsledky vychází výrazněji lépe, než pro ostatní svaly. Dle mého názoru možnými příčinami mohou být: 1. poměrně malý vzorek pacientů, jehož navýšení by mohlo napomoci snížit P-value a 2. přítomnost svalových kokontrakcí, které se projevují při zapojení končetiny do funkce a zvýšenou kontrakcí antagonistického svalu tak výsledky mohou být zkresleny a 3. výsledky studií ukazují, že Tardieu škála, ze které první dva kroky 5-SCA vychází, má vynikající intra-rater i inter-rater reliabilitu pro měření hlezenního kloubu, avšak při měření kolenního kloubu je spolehlivost snižena. Za možné příčiny tohoto selhávání vyšetření spasticity u svalů kolenního kloubu považuje Gracies et al. (2010b) zejména chybování vyšetřujícího, jelikož výchozí poloha 0° pro testování končetiny vychází z polohy maximálního protažení svalu a je tak odlišná od v goniometrii běžně používaného úhlu 0° vycházejícího z anatomické polohy končetiny. Jako další možnou příčinu uvádí profesor Gracies například potíže s prováděním rychlého pohybu zejména u pacientů s většími tělesnými proporcemi. Tyto důvody mohou vysvětlit i naše výsledky - největší vztah mezi vyšetřeními byl nalezen pro m. triceps surae, pro m. rectus femoris a hamstringy se naopak vztah mezi vyšetřeními neprokázal. Doporučila bych proto před samotným testováním důkladnější zaškolení vyšetřujících. Na výslednou chybu našeho měření mohl mít vliv i nedostatek času, který jsme na vyšetření měli.

V závěru diskuze bych chtěla zmínit i další limitace práce, které mohly či nemusely ovlivnit celkové výsledky.

Mimo výše zmíněného příliš krátkého času na provedení měření a nedostatečné zaškolení vyšetřujících tyto limitace souvisí především s použitím polyEMG vyšetření u pacientů s lézí centrálního motoneuronu. Zásadní limitací se může zdát fakt, že zpracovávaný polyEMG signál není normalizován, tedy že průměrná svalová aktivita není vztažena k maximální svalové kontrakci. Tento způsob normalizace polyEMG signálu není u osob se spastickou parézou vždy možný, jelikož pacienti s lézí horního motoneuronu nejsou zejména kvůli kokontrakcím v antagonistických svalových

skupinách schopni maximální izolované kontrakce svalu (Elder et al., 2003, Ikeda et. al., 1998). Dle Tendroff et al. (2006, 2008) se dokonce při snaze o maximální kontrakci svalu zapojují více než testovaný sval nejen antagonisté, ale i svaly sousedící s agonistou, u kterých byla měřená svalová aktivita někdy i vyšší, než když tyto svaly samy vykonávaly volní kontrakci. Vzhledem k tomu, že nejvyšší EMG aktivita svalu nevznikla vždy, když sval působil jako primární vykonavač pohybu, ale někdy se objevila jako následek koaktivity, autoři zdůrazňují potřebu bližšího zkoumání podmínek, za kterých sval dosahuje maximální aktivity. Námi naměřené maximální volní kontrakce svalů a snaha o normalizaci EMG záznamu potvrdily výsledky studie Tendroff et al., a z těchto důvodů jsme tedy použití normalizace signálu pro tuto práci zamítli a hodnotili jsme pouze vyhlazený a rektifikovaný signál zbavený artefaktů, což je za určitých podmínek (posuzování vyšetření v rámci jedné intervence a jednoho pacienta za konstantních podmínek) možné. Tyto podmínky byly splněny a naše výsledky naznačují, že i nenormovaný EMG signál lze použít pro okometrické určení vztahu mezi vyšetřeními a že také v běžné praxi by polyEMG mohlo být využíváno tímto způsobem, avšak pro potvrzení tohoto mého úsudku je nutné ve výzkumu pokračovat a provést další šetření.

Výsledný EMG záznam v této práci také mohlo ovlivnit změněné umístění elektrod oproti standardním doporučením. Tyto změny bylo nutné podstoupit z důvodu rozsáhlých jizev po prodloužení šlach, zejména v oblasti lýtek, které v dětském věku absolvuje naprostá většina osob s DMO. Svalová tkáň je pak nahrazena nevzrušivou vazivovou tkání a umístění elektrod proto muselo být změněno mimo vazivovou tkáň, na střed svalového bříška.

Z polyEMG záznamu by dále mohlo být vytěženo více informací; zvláště zajímavé by bylo porovnávat vztahy v antagonistických svalových skupinách a získat tak informace o svalových kokontrakcích, které výrazně ovlivňují kvalitu zapojení končetin do funkce (např. využitím kokontrakčního indexu). Domnívám se, že tyto svalové kokontrakce byly jedním z hlavních faktorů, které ovlivnily celkové výsledky, jelikož jejich dopad na zapojení svalů při chůzi je natolik významný, že antagonistické svaly svou silou mohly překrýt aktivitu agonistů a příznaky, které vyšetříme u relaxovaného pacienta, tak byly touto silou potlačeny. Z těchto důvodů bych doporučila využít polyEMG k dalšímu zkoumání svalových kokontrakcí a jejich vztahu k ostatním příznakům spastické parézy při chůzi.

Posledním a již výše několikrát zmíněným faktorem, který mohl do značné míry ovlivnit výsledky práce je poměrně malý počet měření zahrnutých do experimentu. Z původně plánovaných 10 probandů bylo do studie zahrnuto pouze 6 probandů, čímž se snížil počet měření z 20 na 12. Při případném opakování výzkumu by bylo vhodné shromáždit data co nejširšího vzorku probandů.

7 ZÁVĚR

V praxi se často shledáváme v lékařské i fyzioterapeutické dokumentaci s popisem spasticity u dětské mozkové obrny pouze jako: „DMO – diparetická forma“, bez další bližší specifikace. Z nedávných studií však vyplývá, že hlavní tři příznaky, které tvoří klinický obraz pacientů s lézí centrálního motoneuronu, jsou mimo parézy především zkrácení měkkých tkání a spastická hyperaktivita svalů. Rozlišení hyperaktivních, zkrácených a paretických svalů je dle nejnovějších poznatků klíčové pro zvolení efektivní léčby, neboť každá z těchto složek reaguje na jiný typ terapie.

Cílem první, rešeršní části této práce bylo představit problematiku syndromu centrálního motoneuronu se zaměřením na pacienty po DMO, dále uvést jednotlivé možnosti vyšetření a terapie spastické parézy včetně zhodnocení jejich kvality na základě dostupné literatury. Zvláštní důraz byl kladen na nové pojetí spasticity dle francouzského profesora J.-M. Graciese, který na základě patofyziologických podkladů spastické parézy vytvořil unikátní vyšetřovací postup *Five-Step Clinical Assessment (5-SCA)* umožňující rozlišit jednotlivé složky spastické parézy a následně zvolit specifickou terapii spasticity. Mimo uvedení klinických vyšetřovacích testů bylo cílem představit i možnosti přístrojového vyšetření spastické parézy, zejména polyelektromyografie, jejíž využití v běžné praxi je mnoha autory doporučováno. Tyto vyšetřovací postupy se běžně v praxi využívají na zahraničních pracovištích, zatímco v České republice s tímto konceptem pracují pouze některé velké rehabilitační ústavy a centra spasticity. Doufám tedy, že tato práce přispěje k rozšíření povědomí o tomto pojetí spasticity mezi fyzioterapeuty a k jeho zapojení do běžné rehabilitační praxe. Existují zahraniční studie, které potvrzují spolehlivost 5-SCA u pacientů se získaným poškozením mozku, kdežto pro pacienty s vrozeným poškozením mozku studie zatím stále bohužel chybí. Tato diplomová práce se proto jako pilotní projekt věnuje objektivizaci prvních dvou kroků 5-SCA, včetně nově doplněného výpočtu koeficientů zkrácení a hyperaktivity, pomocí stanovení jejich míry korelace se snímáním polyEMG aktivity svalů při chůzi u dospělých pacientů s DMO.

Výzkumné otázky č. 1 a 2 zkoumaly vztah mezi krokem 1 vyšetření 5-SCA, tedy svalovým zkrácením a polyEMG aktivitou svalu snímanou při chůzi. Výsledky prokázaly slabou až středně silnou závislost mezi oběma vyšetřeními pro 2 ze 3 snímaných svalů.

Výzkumné otázky č. 3 a 4 zkoumaly vztah mezi krokem 2 vyšetření 5-SCA, tedy svalovou hyperaktivitou a polyEMG aktivitou svalu snímanou při chůzi. Výsledky prokázaly středně silnou korelaci mezi oběma vyšetřeními pouze pro 1 ze 3 snímaných svalů.

Pro všechny 4 hypotézy však byla hodnota P-value větší, než je mez pro statistickou významnost, a to konkrétně pro m. triceps surae o 3 – 5 %, pro m. rectus femoris u prvních dvou hypotéz byla vyšší o 12 % pro další svaly výrazně vyšší (až 38 %). Z tohoto důvodu nebylo možné pro žádný sval ani jednu z hypotéz potvrdit. Statisticky nevýznamný rozdíl mohl být způsoben poměrně malým počtem měření, a proto bych pro případné budoucí studie doporučovala výzkum opakovat na početněji významnějším vzorku probandů.

Přes neprokázání hypotéz nám slabá až středně silná závislost mezi měřeními u některých svalů ukazuje slibnou tendenci, a bylo by tedy vhodné výzkum opakovat na větším vzorku probandů a pokusit se tak zvýšit statistickou významnost měření.

PolyEMG záznamu by bylo pro případné další studie možno využít k získání více dat o spastické paraparéze. Zejména bych doporučovala sledování svalové aktivity v antagonistických svalových skupinách, pomocí čehož je možné určit míru svalové kokontrakce, která mohla být jedním z hlavních důvodů neprokázání vztahu mezi klinickým vyšetřením měřeným u relaxovaného svalu, tedy bez přítomnosti kokontraktí, a u svalu zapojeného do funkce, kde je nástup svalových kokontraktí významný. Dále bych také doporučila sledovat korelaci pro další kroky klinického vyšetření, tedy aktivní pohyb antagonisty a jeho opakovatelnost, která má dle prof. Graciese vztah právě se svalovými kokontraktlemi.

Spastická paréza je poměrně komplikovanou a zatím stále málo prostudovanou problematikou, které se však v posledních letech zejména díky prof. Graciesovi dostává potřebné pozornosti. Věřím, že díky zpřehlednění problematiky a specifickému vyšetření jak klinickému tak přístrojovému, je umožněna nová strategie terapie, která pacientům se spastickou parézou pomůže ke zmírnění jejich obtíží a tím ke zvýšení kvality jejich života.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ABOLHASANI H., N. ANSARI, S. NAGHDI et al. Comparing the validity of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) and the Modified Tardieu Scale (MTS) in the assessment of wrist flexor spasticity in patients with stroke: protocol for a neurophysiological study. *BMJ Open* [online]. 2012, 2(6), e001394- [cit. 2017-11-10]. DOI: 10.1136/bmjopen-2012-001394. ISSN 2044-6055. Dostupné z: <http://bmjopen.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmjopen-2012-001394>
2. ALHUSAINI, A. A. A. et al. Evaluation of Spasticity in Children With Cerebral Palsy Using Ashworth and Tardieu Scales Compared With Laboratory Measures. *Journal of Child Neurology* [online]. 2010, roč. 25, č. 10, s. 1242-1247 [cit. 2017-6-20]. DOI: 10.1177/0883073810362266. Dostupné z: <http://jcn.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0883073810362266>
3. AMBLER, Z. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, c2006. ISBN 8072624334.
4. ASHWORT, B. Preliminary trial of Carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*. 1964; 192: 540-542. ISSN 0032-6518.
5. BANKY, M. a WILLIAMS G., Tardieu scale. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2017, 63(2), 126 [cit. 2017-11-03]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jphys.2017.01.002>. Dostupné z: [http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553\(17\)30002-4/fulltext](http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553(17)30002-4/fulltext)
6. BARNES, M. P. a G. R. JOHNSON. *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. 2. vyd. New York: Cambridge University Press, 2008, 253 s. ISBN 978-052-1689-786.
7. BAR-ON, L. et al. *Comprehensive quantification of the spastic catch* [online]. In: 2013 [cit. 2017-11-03]. DOI: 10.1016/j.ridd.2012.08.019. ISBN 10.1016/j.ridd.2012.08.019. Dostupné z: https://lirias.kuleuven.be/bitstream/123456789/355609/3/Bar-On_2015_RIDD_accepted.pdf

8. BAR-ON, L., AERTBELIËN, E., VAN CAMPENHOUT A. et al. *Spasticity and Its Contribution to Hypertonia in Cerebral Palsy* [online]. 2015 [cit. 2017-11-03]. DOI: 10.1155/2015/317047. ISBN 10.1155/2015/317047. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/317047/>
9. BAX, M., C. TYDEMAN a O. FLODMARK. Clinical and MRI Correlates of Cerebral Palsy. *JAMA* [online]. 2006, 296(13), 1602- [cit. 2016-11-05]. DOI: 10.1001/jama.296.13.1602. ISSN 0098-7484. Dostupné z: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.296.13.1602>
10. BEDNÁŘOVÁ, I. et al. *Biostatistika: Multimediální výukový text pro studenty VFU Brno* [online]. Brno [cit. 2017-11-15]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/statpotr/index.htm>
11. BIERING - SORENSEN F., NIELSEN J. B., KLINGE K. Spasticity- assessment: a review. *Spinal Cord* 2006; 44(12): 708– 722.
12. BLACKBURN, M., P. VAN VLIET a S. P. MOCKETT. Reliability of Measurements Obtained With the Modified Ashworth Scale in the Lower Extremities of People With Stroke. *Physical Therapy* [online]. 2002, roč. 82, č. 1, s. 25-34 [cit. 2017-09-01]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/82/1/25.full.pdf+html>
13. BOHANNON, R. a M. SMITH. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical therapy*. 1987; 67(2): 206-207. ISSN 1538-6724.
14. BOHANNON, R. W., A. W. ANDREWS a M. W. THOMAS. Walking speed: reference values and correlates for older adults. *Journal of orthopaedic and sports physical medicine*. 1996; 24(2): 86-90. ISSN 1938-1344.
15. BOYD, R. N. a H. K. GRAHAM. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology* [online]. 1999, 6, s23-s35 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x. ISSN 13515101. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x>

16. Causes of Cerebral Palsy. *Cerebral Palsy Guide* [online]. Florida, 2017 [cit. 2017-09-25]. Dostupné z: <https://www.cerebralpalsyguide.com/cerebral-palsy/causes/>
17. CHANG F. M., SEIDL A. J., MUTHUSAMY K. et al. Effectiveness of instrumented gait analysis in children with cerebral palsy--comparison of outcomes. *J Pediatr Orthop* 2006; 26: 612–616.
18. DANNER, S. M. a M. R. DIMITRIJEVIC. Spasticity: Pathophysiology and Neural Control. In: 3rd Asia-Oceania Conference of Physical and Rehabilitation Medicine in Conjunction with XI Annual Scientific of Indonesian Association of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2012, s. 9-15 [cit. 2015-02-20]. Dostupné z: <http://movementrecovery.org/drupal7/sites/default/files/Bali-2012.pdf>
19. DE LUCA, C. J. (1997). The Use of Surface Elektromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163
20. DE LUCA, C. J., DAVIS R. B., et al. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop* 1997; 17: 608–614
21. DE LUCA, C. J. Surface electromyography: detection and recording, DelSys Incorporated, 2002, online z: https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf
22. DESLOOVERE, K., G. MOLENAERS, H. FEYS et al. Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait & Posture* [online]. 2006, 24(3), 302-313 [cit. 2017-11-12]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.008. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636205002274>
23. DE SOUZA, L. H., R. L. HEWER a S. MILLER. Assessment of recovery of arm control in hemiplegic stroke patients. 1. Arm function tests. *International Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, 2(1), 3-9 [cit. 2017-11-10]. DOI: 10.3109/09638288009163947. ISSN 0379-0797. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09638288009163947>

24. DIETZ, V. a SINKJAER T. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology* [online]. 2007, 6(8), 725-733 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1016/S1474-4422(07)70193-X. ISSN 14744422. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S147444220770193X>
25. DONKERVOORT, M. et al. Transition Research Group South West Netherlands. Determinants of functioning of adolescents and young adults with cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2007; 29(6):453-63.
26. EHLER, E. Současná terapie spasticity se zaměřením na lokální aplikaci botulotoxinu. *Neurologie pro praxi* [online]. Olomouc, 2001, č. 3, s. 128 – 132 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2001/03/05.pdf>
27. EHLER, E. Spasticita – klinické škály. *Neurologie pro praxi.* 2015, 16(1), 20–23. [cit. 2017-10-11]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/05.pdf>
28. ELDER, G. C., KIRK J., STEWART G. et al. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003; 45: 542–50.
29. *Electrotherapy on the web: EMG biofeedback* [online]. Hertfordshire: Prof. Tim Watson, ©1995 - 2017 [cit. 2017-11-24]. Dostupné z: <http://www.electrotherapy.org/modality/biofeedback>
30. FIGUEIREDO, S. a L. ZELTZER. Modified Ashworth Scale. *Stroke Engine* [online]. 2011 [cit. 2017-11-06]. Dostupné z: <http://www.strokingengine.ca/assess/mashs/>
31. FLEUREN, J. F. M. et al. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2009, roč. 81, č. 1, s. 46-52 [cit. 2017-01-07]. DOI: 10.1136/jnnp.2009.177071. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.2009.177071>
32. GÁL, O. a R. LAVIČKOVÁ. *Centrální poruchy hybnosti: spastické syndromy* [online]. Praha: Neurologická klinika a Centrum klinických neurověd Universita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze,

[cit. 2017-10-03]. Dostupný z WWW: <http://docplayer.cz/21685254-Centralni-poruchy-hybnosti-spasticke-syndromy.html>

33. GHOTBI, N. et al. Measurement of lower-limb muscle spasticity: Intrarater reliability of Modified Modified Ashworth Scale. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2011, roč. 48, č. 1, s. 83-88 [cit. 2017-09-01]. DOI: 10.1682/JRRD.2010.02.0020. Dostupné z <http://www.rehab.research.va.gov/jour/11/481/pdf/ghotbi.pdf>
34. GLINSKY, J. Tardieu scale. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2016, 62(4), 229 [cit. 2017-11-03]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jphys.2016.07.007>. Dostupné z: [http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553\(16\)30043-1/fulltext](http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553(16)30043-1/fulltext)
35. GRACIES, J. M. et al. Short-term effects of dynamic Lycra splints on upper limb in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2000, roč. 81, č. 12, s. 1547-1555 [cit. 2015-02-20]. DOI: 10.1053/apmr.2000.16346. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(00\)54623-1/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(00)54623-1/pdf)
36. GRACIES, J. M. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve* [online]. 2005a, 31(5), 535-551 [cit. 2016-08-07]. DOI: 10.1002/mus.20284. ISSN 0148-639x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20284>
37. GRACIES, J. M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve* [online]. 2005b, 31(5), 552-571 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1002/mus.20285. ISSN 0148-639x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20285>
38. GRACIES, J. M. et al. Five-step clinical assessment in spastic paresis. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 2010a, roč. 46, č. 3, s. 411-421 [cit. 2014-11-12]. Dostupné z: <http://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/5PZqgXLE64%252FnZOXZ4oTx78YYnBWaNZO0qJ5KobgDZzcVf8ZN0A5%252FxXkOa0Rba0T%252Fz3v1luclVdBQIWypG5IEw%253D%253D/R33Y2010N03A0411.pdf>

39. GRACIES, J. M. et al. Reliability of the Tardieu Scale for Assessing Spasticity in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2010b, roč. 91, č. 3, s. 421-428 [cit. 2015-02-20]. DOI: 10.1016/j.apmr.2009.11.017. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999309009848>
40. GRACIES, J. M. Pathophysiology and taxonomy in spastic paresis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2012, 55, e324-e325 [cit. 2016-09-06]. DOI: 10.1016/j.rehab.2012.07.823. ISSN 18770657. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065712009189>
41. GRACIES, J. M. et al. *Contrat d'Autorééducation Guidée dans la parésie spastique*. De Boeck éditions, Association Neuroréducation en Mouvement. Paris, 2013, 108 p. ISBN 978-2-35327-169-6.
42. GRACIES, J. M. Coefficients of impairment in deforming spastic paresis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2015, 58(3), 173-178. DOI: 10.1016/j.rehab.2015.04.004. ISBN 10.1016/j.rehab.2015.04.004. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065715000512>
43. GREGSON J. M, LEATHLEY M, MOORE A.P. et al. Reliability of the Tone Assessment Scale and modified Ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80: 1013-6. [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(99\)90053-9/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(99)90053-9/pdf)
44. GROSS, J. M., J. FETTO a E. R. SUPNICK. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
45. HAAS, B. M. et al. The inter rater reliability of the original and of the modified Ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* [online]. 1996, 34(9), 560-564 [cit. 2017-11-12]. DOI: 10.1038/sc.1996.100. ISSN 1362-4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/sc1996100>

46. HALAKI, M. a K. GINN. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? NAIK, Ganesh R., ed. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* [online]. InTech, 2012 [cit. 2017-10-09]. DOI: 10.5772/49957. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/normalization-of-emg-signals-to-normalize-or-not-to-normalize-and-what-to-normalize-to>
47. HAUGH, A. B., A. D. PANDYAN a G. R. JOHNSON. A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disability* [online]. 2006, roč. 28, č. 15, s. 899-907 [cit. 2015-02-27]. DOI: 10.1080/09638280500404305. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/09638280500404305>
48. HOLČÍK J., KOMENDA M. et al. Výpočet Pearsonova korelačního koeficientu. *Matematická biologie: e learningová učebnice* [online]. Brno: Masarykova Univerzita, 2015 [cit. 2017-03-09]. Dostupné z: http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=aplikovana_analyza_klinickycha_biologickyx_dat_-biostatistika_pro_matematickou_biologii_-zaklady_korelacnianalyzy_-pearsonuv_korelacni_koeficient_-vypocet_pearsonova_korelacnihokoeficientu
49. HUG, F. Can muscle coordination be precisely be studied by surface electromyography? *Jurnal of Electromyography and Kinesiology*. 2011, 21(1), 1-12. ISSN 1050-6411.
50. HUMAN ANATOMY CHART: Nervous Control Of Skeletal Muscle [online]. 2017 [cit. 2017-11-21]. Dostupné z: <https://anatomyclass123.com/nervous-control-of-skeletal-muscle/>
51. IKEDA A. J, ABEL M. F, GRANATA K. P, DDAMIANO D. L. Quantification of cocontraction in spastic cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1998; 38: 497–504.

52. Jean-Michel Gracies, MD, PhD. In: *NeuroRehabResource.org* [online]. [cit. 15.11. 2017]. Dostupné z:
http://www.neurorehabresource.org/bio_JEANMICHE_%20GRACIES.html.
53. JECH, R. Klinické aspekty spasticity. *Neurologie pro praxi* [online]. 2015, 16(1), 14-19 [cit. 2016-09-03]. Dostupné z:
<https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/04.pdf>
54. KAŇOVSKÝ, P. et al. *Spasticita: mechanismy, diagnostika a léčba*. 1. vyd. Praha: MAXDORF, 2004, 423 s. ISBN 80-734-5042-9.
55. KHALIL, N., E. HUTIN, T. SANTIAGO et al. Guided self-rehabilitation contracts and gait speed in chronic hemiparesis. A prospective study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, 56, e45-e46 [cit. 2017-11-10]. DOI: 10.1016/j.rehab.2013.07.017. ISSN 18770657. Dostupné z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065713001346>
56. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
57. KOLÁŘ, P. Spasticita u dětské mozkové obrny (DMO). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015; 22(3): 148-153. ISSN 1211-2658.
58. KONRAD, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. [cit. 2015-01-05]. Dostupné z:
<https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
59. KROBOT, A. a KOLÁŘOVÁ, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd.
60. LANCE J. W. Spasticity: disordered motor control. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP, editors. Symposium synopsis. Chicago: Yearbook Medical; 1980: 485–494.
61. MOLENAERS G, DESLOOVERE K, FFABRY G et al. The effects of quantitative gait assessment and botulinum toxin a on musculoskeletal surgery in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: 161–170

62. MORGAN, C., J. DARRAH, A. M GORDON et al. Effectiveness of motor interventions in infants with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*[online]. 2016, 58(9), 900-909 [cit. 2017-11-08]. DOI: 10.1111/dmcn.13105. ISSN 00121622. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/dmcn.13105>
63. MUCHOVÁ, M. Botulotoxin A v léčbě dětské mozkové obrny. *Pediatric pro praxi* [online]. 2011, 12(3), 194-198 [cit. 2017-11-07]. Dostupné z: <https://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2011/03/11.pdf>
64. MUKHERJEE, A. a A. CHAKRAVARTY. Spasticity Mechanisms – for the Clinician. *Frontiers in Neurology* [online]. 2010, roč. 1, č. 149, s. 1-10 [cit. 2015-01-05]. DOI: 10.3389/fneur.2010.00149. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2010.00149/abstract>
65. MUTLU, A., A. LIVANELIOGLU a M. K. GUNEL. Reliability of Ashworth and Modified Ashworth Scales in Children with Spastic Cerebral Palsy. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2008, 9(1), - [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1186/1471-2474-9-44. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-9-44>
66. NOVAK, I., S. MCINTYRE, C. MORGAN et al. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Developmental Medicine & Child Neurology*[online]. 2013, 55(10), 885-910 [cit. 2017-11-08]. DOI: 10.1111/dmcn.12246. ISSN 00121622. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/dmcn.12246>
67. NUYENS, G., W. DE WEERDT, P. KETELAER et al. Inter-rater reliability of the Ashworth scale in multiple sclerosis. *Clinical Rehabilitation*[online]. 1994, 8(4), 286-292 [cit. 2017-11-12]. DOI: 10.1177/026921559400800403. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/026921559400800403>

68. OTÁHAL, S. a kol., Základní metody experimentální biomechaniky- Elektromyografie – kompendium [online]. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 1999. [cit. 2017-10-09]. Dostupné z http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php
69. Patient information: Spasticity. In: *American Association of Neurological Surgeons* [online]. 2006 [cit. 2014-11-10]. Dostupné z: <http://www.aans.org/Patient%20Information/Conditions%20and%20Treatments/Spasticity.aspx>
70. PANDYAN, A. D. et al. A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation* [online]. 1999, roč. 13, č. 5, s. 373-383 [cit. 2017-10-13]. DOI: 10.1191/026921599677595404. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1191/026921599677595404>
71. PANDYAN, A. D. et al. A biomechanical investigation into the validity of the modified Ashworth Scale as a measure of elbow spasticity. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2003, roč. 17, č. 3, s. 290-293 [cit. 2017-10-13]. DOI: 10.1191/0269215503cr610oa. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1191/0269215503cr610oa>
72. PATIKAS, D., S. I. WOLF, W. SCHUSTER, et al. Electromyographic patterns in children with cerebral palsy: Do they change after surgery? *Gait & Posture* [online]. 2007, 26(3), 362-371 [cit. 2017-11-10]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.012. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206003146>
73. PATRICK, E. a L. ADA. The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2006, roč. 20, č. 2, s. 173-182 [cit. 2016-11-20]. DOI: 10.1191/0269215506cr922oa. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1191/0269215506cr922oa>

74. PONTER, C. a G. FRANCISCO. *Assessment & Treatment of Spastic Muscle Overactivity* [online]. TPTA SED Meeting, 2012, University of Texas. [cit. 2017-11-03]. Dostupné z: <http://c.ymcdn.com/sites/www.tpta.org/resource/resmgr/imported/Spasticity%20Lecture.pdf>.
75. PRACHAŘOVÁ, E. *Efekt progresivního statického strečinku na léčbu spastické paraparézy pacientů po DMO* [online]. Praha, 2016 [cit. 2017-11-10]. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce MUDr. Michal Říha, MBA, Ph.D.
76. ŘÍHA, M. Zkušenosti s aplikací botulotoxinu na rehabilitačním pracovišti. In: *Dysport Bulletin*. Praha, 2014.
77. SANDSTRÖM, K. *Adults with cerebral palsy: living with a lifelong disability*. Linköping: Department of Medical and Health Sciences, Linköping University, 2009. ISBN 9789173937313.
78. SEIDL, Z. *Neurologie pro studium i praxi*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2015, 383 s. ISBN 978-802-4752-471.
79. SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles [online]. [cit. 2017-09-06]. Dostupné z: <http://www.seniam.org/>
80. SCHOLTES, V. A. B. et al. Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2006, roč. 48, č. 1, s. 64-73 [cit. 2014-12-10]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1017/S0012162206000132/epdf>
81. SLOAN, R. L. et al. Inter-rater reliability of the modified Ashworth Scale for spasticity in hemiplegic patients. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 1992, 15(2), 158-161 [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: http://journals.lww.com/intjrehabilres/Citation/1992/06000/Inter_rater_reliability_of_the_modified_Ashworth.9.aspx
82. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe [online]. 2017 [cit. 2016-11-05]. Dostupné z: <http://www.scpnetwork.eu>

83. ŠPAČKOVÁ, A. *Standardizovaná vyšetření spasticity vy fyzioterapii. [Standardized examinations of spasticity in physiotherapy]*. Praha, 2015. 94 s., 12 příl. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí závěrečné práce Bc. Monika Tichá.
84. ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. Léčba spasticity u dospělých. *Medicina pro praxi* [online]. 2012a, 9(3), 124-126 [cit. 2017-11-06]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/03/07.pdf>
85. ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., E. EHLER a R. JECH. *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf, 2012b, 291 s. ISBN 9788073453022.
86. ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. Současné možnosti léčby spasticity. *Remedia* [online]. 2013, roč. 23, č. 5, s. 113-320 [cit. 2015-02-01]. Dostupné z: <http://www.remedia.cz/Okruhy-temat/Bolest/Soucasne-moznosti-lecby-spasticity/8-T-1yI.magarticle.aspx> .
87. ŠVEHLÍK, M. et al. Přístrojová analýza chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*. 2011, roč. 12, č. 4, s. 230-233. ISSN 1213-1814.
88. TARDIEU, G., S. SHENTOUB a R. DELARUE. A la recherche d'une technique de mesure de la spasticite. *Revue neurologique*. 1954; 91(2): 143-144. ISSN 1759-4766.
89. Tardieu Scale. In: *Queensland Health* [online]. [cit. 7. 11. 2015]. Dostupné z: https://www.health.qld.gov.au/pahospital/biru/docs/tardieu_scale.pdf.
90. TEDROFF, K. et al. Co-activity During Maximum Voluntary Contraction in Children, *Developmental Medicine & Child Neurology* 2008, 50: 377–381 377
91. TEDROFF, K. et al. Synergistic Muscle Activation in Children with Cerebral Palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology* 2006, 48: 789–796
92. Timed 10-Meter Walk Test. In: *Rehabilitation Measures Database* [online]. [cit. 1. 11. 2016]. Dostupné z: <http://www.rehabmeasures.org/PDF%20Library/10%20Meter%20Walk%20Test%20Instructions.pdf>.

93. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
94. TROMPETTO, C. et al. Pathophysiology of Spasticity: Implications for Neurorehabilitation. *BioMed Research International* [online]. 2014, roč. 2014, s. 1-8 [cit. 2014-01-12]. DOI: 10.1155/2014/354906. Dostupné z:
95. Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity. BARNES, M. P., GARTH, R. JOHNSON a A. D. PANDYAN. *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 2008, s. 1-50. ISBN 9780521689786
96. VAN REETH, C., C. PAUWELS et al. Predominant factors of motor deficiencies in adult spastic paresis: Infant vs adult-acquired lesions. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, 56, e385-e386 [cit. 2016-09-06]. DOI: 10.1016/j.rehab.2013.07.991. ISSN 18770657. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065713011081>
97. VAN WIJICK, F. M. et al. Assessing motor deficits in neurological rehabilitation: patterns of instrument usage. *Neurorehabil Neural Repair*. 2001, č. 15, s. 23-30. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11527276>
98. VINTI, M., COSTANTINO F., BAYLE N. et al. Spastic cocontraction in hemiparesis: Effects of botulinum toxin. *Muscle & Nerve* [online]. 2012, 46(6), 917-925 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1002/mus.23427. ISSN 0148639x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.23427>
99. WARD, A. B. A summary of spasticity management - a treatment algorithm. *European Journal of Neurology* [online]. 2002, 9(s1), 48-52 [cit. 2017-11-08]. DOI: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1048.x. ISSN 1351-5101. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1048.x>
100. YABLON, S. A. a D. S. STOKIC. Neurophysiologic evaluation of spastic hypertonia: implications for management of the patient with the intrathecal baclofen pump. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 2004; 83(10): 10-18. ISSN 0894-9115.

101. YELNIK, A. P. et al. How to clinically assess and treat muscle overactivity in spastic paresis. *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2010, roč. 42, č. 9, s. 801-807 [cit. 2017-02-20]. DOI: 10.2340/16501977-0613. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2010/00000042/00000009/art0001>
102. ZOBAN, P. Dětská mozková obrna z pohledu neonatologa. *Neurologie pro praxi* [online]. 2011, 12(4), 225-229 [cit. 2017-01-22]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/04/03.pdf>

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Ashworthova škála (Štětkářová et al., 2012)

Tab. 2: Modifikovaná Ashworthova škála (Bohannon & Smith, 1987 dle Štětkářová et al., 2012)

Tab. 3: Tardieuova škála – rychlostní úrovně protažení (V1-V3) (Štětkářová et al., 2012)

Tab. 4: Tardieu škála kvalita svalové odpovědi (X) (Štětkářová et al., 2012)

Tab. 5: Polohy pro testování TS - horní končetiny (Boyd a Graham, 1999)

Tab. 6: Polohy pro testování TS - dolní končetiny (Boyd a Graham, 1999)

Tab. 7: Výsledky reliability pro AS (Ponter a Francisco, 2012)

Tab. 8: Charakteristika výzkumné skupiny

Tab. 9: Možné hodnoty Pearsonova koeficientu (Holčík a Komenda et al., 2015)

Tab. 10: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro m. triceps surae; testování hypotézy č. 1 a č. 2

Tab. 11: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro m. rectus femoris; testování hypotézy č. 1 a č. 2

Tab. 12: Výsledky 5-SCA - Krok 1 a polyEMG záznam pro hamstringy; testování hypotézy č. 1 a č. 2

Tab. 13: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro m. triceps surae; testování hypotézy č. 3 a č. 4

Tab. 14: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro m. rectus femoris; testování hypotézy č. 3 a č. 4

Tab. 15: Výsledky 5-SCA - Krok 2 a polyEMG záznam pro hamstringy; testování hypotézy č. 3 a č. 4

Tab. 16: Souhrnné výsledky pro všechny svaly a hypotézy

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obr. 1:** Syndrom centrálního motoneuronu- začarovaný trojúhelník (Jech, 2015)
- Obr. 2:** Postura typická pro spastickou diparézu (autorské foto)
- Obr. 3:** Výchozí nulové polohy, odpovídající minimálnímu protažení vyšetřovaného svalu. A – flexory loketního kloubu, B – plantární flexory, C – flexory kolenního kloubu (Gracies, 2010b)
- Obr. 4:** 10MWT - 10ti metrový test chůze (volně dle Rehabmesures, © 2017)
- Obr. 5:** Neurofyziologie svalové aktivity (HumanAnatomyChart, 2017)
- Obr. 6:** Zpracování surového EMG záznamu – surový, rektifikovaný a vyhlazený signál (Electrotherapy on the web, © 1995 - 2017)
- Obr. 7:** Umístění elektrod na svaly DKK (autorské foto)
- Obr. 8:** Ukázka záznamu v programu MyoResearch XP Master Edition 1.08.
- Obr. 9:** Příklad výsledku měření pro oba porovnávané typy vyšetření; A – výsledná záznam polyEMG, B – výsledek 5-SCA

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1:** Vyjádření Etické komise
- Příloha 2:** Informovaný souhlas
- Příloha 3:** Přehled efektivity léčebných metod DMO (Novak et al., 2013)
- Příloha 4:** Anamnestický dotazník
- Příloha 5:** Vyšetření v pěti krocích- tabulka (zpracováno volně dle Gracies, 2010)

Příloha 1: Vyjádření Etické komise

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Možnosti měření spasticity dolních končetin u pacientů s DMO

Forma projektu: diplomová práce

Období realizace: květen/ červen/ červenec 2016

Předkladatel: Bc. Dominika Vavřínová

Hlavní řešitel: Bc. Dominika Vavřínová

Vedoucí práce (v případě studentské práce): MUDr. Michal Říha, MBA, Ph. D.

Popis projektu: Výzkumná část této diplomové práce se bude zabývat měřením spasticity na svazech dolních končetin u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. Pro měření budou použity klinické testy pro vyšetření spasticity dle vyšetřovacího protokolu prof. J. M. Graciese. Zároveň bude k objektivizaci použito měření aktivity svalů dolních končetin pomocí povrchové poly-elektromyografie (poly-EMG) při testu chůze na 10m. Po 1 měsíci bude provedeno kontrolní měření opět formou klinických testů a objektivizace pomocí povrchového polyEMG. Získaná data z klinického testu budou na závěr porovnána s výsledky EMG.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: K měření bude použita neinvazivní metoda- povrchové polyEMG.

Etické aspekty výzkumu: Výzkumu se mohou zúčastnit pouze osoby starší 18 let, které dobrovolně podepíší informovaný souhlas. Jedná se o osoby s dětskou mozkovou obrnou bez mentálního deficitu. Očekávaným přínosem pro tuto skupinu osob je seznámení se s novou metodou hodnocení spasticity, která může fyzioterapeutům napomoci k výběru vhodné terapie. Vzhledem ke specifitě řešeného problému (spasticita – patologicky zvýšený svalový tonus) nelze výzkum provést na nevulnerabilních, zdravých jedincích. Osobní data budou anonymizovaná.

Informovaný souhlas: přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne 27. 4. 2016

Podpis předkladatele: 

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.



Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
doc. MUDr. Jan Heller, CSc.
doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.
Mgr. Pavel Hráský, Ph.D.
MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 091/2016

dne: 4. 5. 2016

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

razítko UK FTVS   podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha 2: Informovaný souhlas

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní, vážený pane,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás tímto žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem **Možnosti měření spasticity dolních končetin u pacientů s DMO**. Přečtěte si prosím pečlivě následující informace.

1. Cílem výzkumného projektu je porovnat výsledky klinického testu pro měření spasticity prof. J. M. Graciese s měřením aktivity svalů dolních končetin při testu chůze na 10m. K měření bude použit protokol dle Graciese pro spastické parézy. Objektivizace měření proběhne pomocí neinvazivní metody- povrchového polyEMG – přístrojem TruScan32 of firmy Alen Technik. K práci s tímto přístrojem bude vyšetřující odborně vyškolená pracovníkem katedry Anatomie a biomechaniky UK FTVS.
2. Bude se jednat o dvě měření s odstupem cca 1 měsíc. Trvání jednoho vyšetření je přibližně 60 minut. Očekávaným přínosem projektu je zjištění zda je protokol dle Graciese vhodný pro vyšetření spastických svalů.
3. Výzkumného projektu se nezúčastní osoby s mentálním deficitem, rizikem epileptického záchvatu ani s akutními či dekompenzovanými chorobami. Veškeré prováděné zásahy jsou bezbolestné. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování.
4. Budu při výzkumu se svou vyšetřující spolupracovat a v případě výskytu jakéhokoliv neobvyklého nebo nečekaného příznaku ji budu ihned informovat.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie a jejím zpracování mohou být moje osobní údaje uvedeny pouze bez identifikačních údajů, tj. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem. Souhlasím s vytvořením fotodokumentace a jejím zveřejnění ve studii se zachováním anonymity úpravou fotografie.
7. Veškerá data budou anonymizována.
8. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu Dominika Vavřinová Podpis:

Osoba, která provedla poučení:..... Podpis:

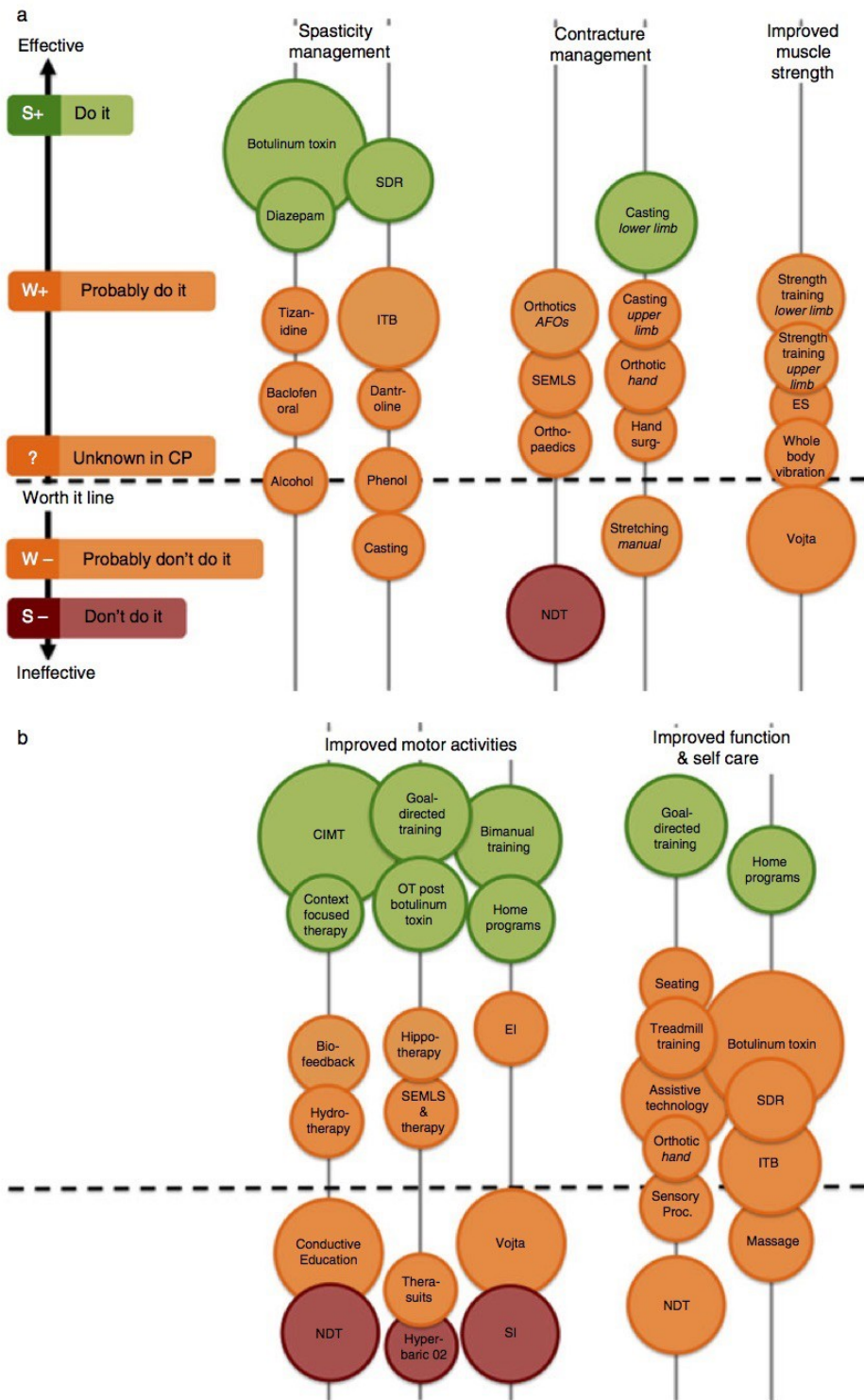
Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v diplomové práci, v referátech o této studii. Já pak naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím se svojí účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se mé účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

V Praze dne

Jméno a příjmení účastníka Podpis.....

Příloha 3: Přehled efektivity léčebných metod DMO (Novak et al., 2013)



Příloha 4: Anamnestický dotazník

ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK

21. 9. 2016

INICIÁLY: [REDAKCE]

POHLAVÍ: Ž / (M)

ROK NAROZENÍ: 1987

ZÁKLADNÍ DIAGNÓZA:

D.M.O

DALŠÍ ONEMOCNĚNÍ (epilepsie, zrakové vady, srdeční vady, cukrovka, vysoký krevní tlak):

OPERACE (druh výkonu a rok):

PRODLUŽOVÁNÍ ŠLACH POD KOLENY, V TRÍSLECH
OPERACE KLENBY NA OBOU NOHÁCH VŠE V DĚTSTVÍ

ÚRAZY:

UŽÍVANÉ LÉKY:

POMŮCKY PRO CHŮZI (francouzské hole, nízké chodítko):

FRANCOUZSKÉ HOLE, ELEKTRICKÝ SKŮTR

KTEROU DOLNÍ KONČETINU VNÍMÁTE JAKO LEPŠÍ?: P / (L)

GOAL SUBJECTIVE SELF ASSESSMENT

1) Bolest v končetinách (0 = nejhorší, 10 = žádná):

1 2 3 4 5 6 (7) 8 9 10

2) Nepohodlí při běžných denních činnostech v důsledku ztuhlosti (0 = největší, 10 = žádné):

1 2 3 4 (5) 6 7 8 9 10

3) Hodnocení funkce končetin k dnešku (0 = k ničemu, 10 = normální):

1 2 3 4 5 6 (7) 8 9 10

