

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

## **Terapie spasticity ruky**

Bakalářská práce

Kristýna Nováčková

Vedoucí práce: MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

Olomouc 2017

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně a k její tvorbě jsem použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 2. 5. 2017

.....

podpis

## **Poděkování**

Velmi ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, MUDr. Petru Konečnému, Ph.D., MBA za jeho odborný dohled, cenné rady, ochotu a vstřícnost při konzultacích a tvorbě mé bakalářské práce.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** bakalářská

**Název práce:** Terapie spasticity ruky

**Název práce v AJ:** Hand spasticity therapy

**Datum zadání:** 2016-01-31

**Datum odevzdání:** 2017-05-02

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav Fyzioterapie

**Autor práce:** Kristýna Nováčková

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

**Oponent práce:** Mgr. Kateřina Wolfová

### **Abstrakt práce v ČJ:**

Cílem této bakalářské práce je uvést přehled možných léčebných postupů, uplatňujících se v terapii spastické ruky u pacientů s různými neurologickými poruchami. Zpočátku se zabývá uvedením čtenáře do problematiky syndromu centrálního motoneuronu a vysvětluje pojmy úzce související se spasticitou. Dále popisuje nejčastější spastické syndromy, které se mohou na distální části horní končetiny vyskytovat. Třetí část se věnuje úchopové funkci ruky, přibližuje jednotlivé fáze úchopu a klasifikuje typy úchopů. Následně tato práce přináší výčet testů, hodnotících míru spasticity i funkčních schopností ruky. Poté poskytuje přehled jak farmakologických, tak nefarmakologických postupů, které se využívají v léčbě spastické ruky. Diskuze je zaměřena na efektivitu léčby z hlediska EBM.

### **Abstrakt práce v AJ:**

Aim of this bachelor thesis is to describe the summary of possible medical treatments applying in the therapy of spastic hand occurring at patients suffering from different neurological diseases. Firstly, it presents the problematics of Motor neuron diseases to the reader and explains terms related to the spasticity. Secondly, the thesis describes the most common spastic syndromes that can occur at distal part of upper limb. Another part covers the grasping function of the hand, describes each stage of grip and classifies its types. Further on, the thesis states number of tests evaluating the degree of spasticity and functional abilities of hand. Finally, it provides an overview of both pharmacological and non-pharmacological methods, that are used in the treatment of spastic hand. Discussion is focused on the effectiveness of treatment in terms of EBM.

**Klíčová slova v češtině:** spasticita, syndrom centrálního motoneuronu, funkce ruky, fyzioterapie ruky, spasticita zápěstí a prstů, léčba spasticity

**Klíčová slova v angličtině:** spasticity, upper motor neuron syndrome, hand function, hand physiotherapy, wrist and finger spasticity, spasticity treatment

**Rozsah práce:** 61 stran

**Rozsah příloh:** 10 stran

# Obsah

Úvod .....	4
1 Spasticita a syndrom centrálního motoneuronu .....	5
1.1 Spastická paréza.....	6
1.1.1 Paréza.....	6
1.1.2 Svalová hyperaktivita .....	6
1.1.3 Spasticita.....	7
1.1.4 Spastická dystonie .....	7
1.1.5 Spastická ko-kontrakce.....	8
1.1.6 Asociované reakce .....	8
1.1.7 Flekční a extenční spazmy.....	9
1.1.8 Kontraktury měkkých tkání .....	9
2 Úchopová funkce ruky .....	10
2.1 Fáze úchopu .....	10
2.2 Funkční postavení ruky.....	10
2.3 Typy úchopů (Kapandji, 1982, pp. 256–273).....	11
2.3.1 Statické úchopy .....	11
2.3.2 Úchopy využívající funkci gravitace .....	13
2.3.3 Dynamické úchopy .....	14
3 Spastické syndromy na horní končetině (Štětkářová, 2012, ss. 90–98).....	15
4 Hodnocení ruky .....	16
4.1 Goniometrie .....	16
4.2 Dynamometrie .....	16
5 Hodnocení spasticity .....	17
5.1 Ashworthova škála (AS).....	17
5.2 Modifikovaná Ashworthova škála (MAS).....	17
5.3 Tardieuova škála .....	17

6	Hodnocení ADL .....	19
6.1	Index Barthelové .....	19
6.2	Frenchay Arm Test .....	19
6.3	Action research arm test (ARAT) .....	19
6.4	Skóre vizuálního hodnocení funkčního úkolu ruky (SVH) .....	20
7	Farmakologická léčba .....	21
7.1	Perorální užívání léků .....	21
7.2	Aplikace botulotoxinu A .....	22
8	Non-farmakologická léčba .....	25
8.1	Roboticky asistovaná terapie .....	25
8.1.1	Neuroprotéza Handmaster .....	25
8.1.2	Neuromove 900 .....	25
8.1.3	UL-EXO7 .....	25
8.1.4	Robotický systém Gloreha .....	26
8.2	Neuromuskulární elektrická stimulace (NMES) .....	26
8.3	Funkční elektrická stimulace (FES) .....	27
8.4	Terapie pomocí ortéz .....	29
8.4.1	Statické ortézy .....	29
8.4.2	Statické progresivní dlahování .....	30
8.4.3	Dynamické ortézy .....	31
8.5	Terapie mimotělní rázovou vlnou .....	31
8.6	Kinesiotaping .....	32
8.7	Mirror therapy .....	33
8.8	Constraint-induced movement therapy (CIMT) .....	33
8.9	Dry needling (Terapie suchou jehlou, DN) .....	34
	Diskuze .....	35
	Závěr .....	42

Referenční seznam .....	43
Seznam použitých zkratk .....	55
Seznam příloh .....	57
Přílohy.....	58



## Úvod

Lidská ruka zastává množství funkcí, jako jsou: cit úchop, vyjadřování, gesta, komunikace, ochrana, obrana, útok, hygiena, rovnováha a stabilizace. Ruka dotváří celkový obraz lidského těla. Všechny tyto schopnosti lidské ruky hrají zásadní roli v každodenním životě. Motorické a senzorické funkce ruky nesmí být porušeny, protože díky nim tvoří ruka výjimečný orgán, schopný hledat a poskytovat informace. Ruka má široké spojení s oblastmi mozku, hlavně s frontální a parietální kůrou, bazálními ganglii, thalamem a mozečkem. Proto nastává při lézích v těchto kortikálních a subkortikálních oblastech, stejně tak jako v ascendentních a descendentních drahách, problém s kontrolou jemných, koordinovaných pohybů a s obratností ruky (Hunter, Crome, 2002, p. 68).

Spasticita nastává jako fyziologický důsledek poranění mozku nebo míchy, omezuje pacienta v běžných denních činnostech a invalidizuje ho. Nastupuje po cévní mozkové příhodě, úrazech mozku a míchy, u roztroušené sklerózy, mozkové obrny, tumorů tkání mozku a ostatních neurologických poruch. Byly však vyvinuty úspěšné léčebné strategie, jejichž efektivita je potvrzena z hlediska EBM (Ward, 2008, p. 607).

Tato práce se zabývá problematikou terapie spasticity ruky, protože pacienty s tímto problémem potkáváme nejen na oddělení neurologie, ale i na spoustě dalších lůžkových odděleních, ambulancích a v léčebných lázních. Proto si myslím, že je důležité, abychom se o danou problematiku více zajímali a dokázali tak poskytnout pacientům potřebnou odbornou péči.

Bakalářská práce se zaměřuje na shrnutí informací o problematice syndromu centrálního motoneuronu, hodnocení a terapii spastické ruky, vedoucí ke zkvalitnění a usnadnění života pacienta i jeho blízkých. Jelikož spasticita není jen problémem pacientů vyššího věku ale i dětských pacientů, je nutná snaha o nalezení co možná nejvýhodnější terapie, popřípadě kombinace více druhů terapií, které povedou k co největší resocializaci pacienta.

Prameny, ze kterých práce čerpá, jsou jak knižní, tak internetové. Využity byly některé české i zahraniční publikace. Internetové články byly vyhledány na adrese Google Scholar a PubMed.

# 1 Spasticita a syndrom centrálního motoneuronu

Spasticita je motorická porucha, charakterizovaná zvýšením tonického napínacího reflexu v závislosti na rychlosti pasivního protažení svalu. Při protažení se objeví nadměrné trhnutí šlachy v důsledku zvýšené excitability napínacího reflexu, která je jednou z komponent syndromu centrálního motoneuronu (Lance, 1980 in Barnes, 2001, p. 1).

Spasticita představuje nervový fenomén, který vzniká z nerovnováhy mezi inhibičními a excitačními vlákny při lézích centrálního motoneuronu (Shean, 2002 in Ansari et al., 2015, p. 64).

Definice zdůrazňuje fakt, že spasticita je jen jedním z mnoha projevů syndromu centrálního motoneuronu. Mnohé z projevů syndromu centrálního motoneuronu jsou více zodpovědné za invaliditu pacienta než spasticita samotná. UMNs může nastat po lézi všech nebo jen části centrálních motorických drah. Klinické příznaky syndromu centrálního motoneuronu lze rozdělit na pozitivní a negativní. Negativní symptomy jsou spojeny s redukcí hybnosti. Patří k nim slabost, ztráta protažitelnosti a rychlejší unavitelnost. K pozitivním projevům řadíme: zvýšené šlacho-okosticové reflexy, klonus, spasticitu, flexorové a extenzorové spazmy, ko-kontrakce, asociované reakce, spastickou dystonii a další (Barnes in Barnes, Johnson, 2001, pp. 1–2). Přerušení na kterékoli úrovni proximálně od buňky v předním rohu míšním vede k UMNs. Může se jednat o poškození kortexu, capsula interna, mozkového kmene nebo míchy (Carr, Shepherd, 2010, p. 193). Poranění centrálního motoneuronu narušuje rovnováhu supraspinální regulace alfa motoneuronů na úrovni míchy. Zpětnou vazbou ze somatosenzorického systému (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, povrchové a hluboké kožní receptory) jsou vedeny excitační signály ke stejným míšním neuronům, což evokuje hyperaktivitu spinálních reflexů (Copley, Kuipers, 2014, p. 20).

## **1.1 Spastická paréza**

Spastická paréza je syndrom kombinující nervové poškození, při kterém dochází k paréze agonisty a hyperaktivitě antagonisty s poruchou měkkých tkání, projevující se zkrácením a ztrátou protažitelnosti (Gracies, 2015, p. 173). Ztráta protažitelnosti vede ke kontrakturám a k omezení aktivního i pasivního pohybu. Nervová a svalová porucha jsou nerovnoměrně rozloženy kolem kloubů a způsobují svalové dysbalance, které směřují k asymetrickému postižení a deformitám kloubů (Gracies, 2005, pp. 535–571). Spastická paréza vzniká v důsledku léze kortikospinální dráhy. Paréza citlivá na protažení, změny v kvalitě měkkých tkání a svalová hyperaktivita jsou hlavními faktory, které charakterizují syndrom spastické parézy (Gracies, 2010, pp. 411–421).

### **1.1.1 Paréza**

Je definována snížením náboru motorických jednotek agonisty při snaze o vyvolání volního pohybu. Antagonistické svaly se zkracují a stávají se více spastickými, což ještě více inhibuje kontrakci agonisty (Gracies, 2005, pp. 552–571). Představuje nejvíce invalidizující symptom při poškození centrálních motorických drah (Landau, 2002, p. 1453). Jedná se o chronologicky první příznak poškození centrálních motorických drah (Vinti, 2015 in Gracies, 2015, p. 174). Paréza centrálního původu spouští kaskádu adaptací nervového systému a měkkých tkání. Projeví se nedostatečnou funkcí svalu a oslabením nebo neschopností provedení daného pohybu. Dochází ke ztrátě vláken typu II. ve prospěch vláken typu I., a v důsledku toho vznikají potíže s iniciací rychlých, silových pohybů a s udržením konstantní svalové síly. Synaptickou degenerací alfa motoneuronů dochází ke snížení počtu funkčních motorických jednotek, snížení rychlosti jejich pálení, k jejich abnormálnímu náboru a k dalším v poruchách řízení motoriky (Gracies, 2005, pp. 552–571).

### **1.1.2 Svalová hyperaktivita**

Po vzniku léze kortikospinálního traktu dochází na úrovni míšního segmentu ke změnám růstových faktorů, adhezních molekul a komponent synapsí. Sestupné dráhy mozkového kmene a kontralaterální kortikospinální trakt tvoří nová intraspinální spojení (např. terminální rozvětvení rubrospinalních vláken vytvářejí rovněž synapse na motoneuronech). Vyvíjejí se však i změny na vyšší úrovni – např. transkalozální desinhibice drah, takže dochází i k aktivaci druhostranných kortikospinálních drah. Většina kmenových descendentních drah má tendenci k trvalé aktivitě i v klidu a tímto způsobem přispívá k dystonické aktivitě svalů přes nově vytvořená spojení s motorickým systémem (Gracies et al., 2010, p. 412). Sestupné dráhy

v mozkovém kmeni jsou zvýšeně aktivovány, kvůli přerušení kontaktu s vyššími etážemi CNS, aby převzaly kontrolu nad provedením motorického příkazu. Většina těchto descendentních drah mozkového kmene mají tendenci být aktivní i v klidu, což generuje stálou dystonickou svalovou aktivitu. Projevy zvýšené svalové aktivity nastupují v průběhu týdnů až měsíců od léze centrálních motorických drah. Příznaky zvýšené svalové aktivity se navzájem kombinují, čímž vzniká komplexní klinický obraz označovaný jako „spastic movement disorder“ (Dietz, 2007, pp. 725–726).

### **1.1.3 Spasticita**

Spasticita je zvýšená svalová aktivita charakterizovaná zvýšením napínacího reflexu při pasivním protažení v závislosti na rychlosti protažení svalu (Gracies, 2005, p. 554). Vzniká jako následek poranění descendentních motorických drah. Samotné poranění kortikospinálních drah nevede ke vzniku spasticity. Aby vznikla spasticita, poškození musí nastat v premotorických a suplementárních motorických oblastech nebo v kortikospinálních vláknech v okolí prodloužené míchy. Ačkoli je abnormální zpracovávání senzoričeského proprioceptivního vstupu hlavní příčinou spasticity, přesný mechanismus ve změnách excitability spinálních reflexů není jasný. Klinicky se spasticita projevuje tzv. catch (zárázem), který je následkem nárůstu ztuhlosti, je-li afektovanou končetinou rychle pohnuto v průběhu pasivního pohybu (Copley, Kuipers, 2014, p. 28). Čím rychleji je sval protažen, tím výraznější je jeho odpověď. Z toho vyplývá, že spasticita nemůže být zodpovědná za abnormální držení těla v klidu. Práh tonických i fázických napínacích reflexů je při spasticitě abnormálně snížen a při vyvolání monosynaptického reflexu se objeví mohutná polyfázická kontrakce. Je-li práh reflexu velmi nízký, reflex může vzniknout samovolně a nastává rytmický klonus s frekvencí 6–8 Hz. Tonické napínací reflexy závisí na intenzitě podnětu, a tedy při delším protažení s vyšší intenzitou podnětu nastává větší svalová kontrakce (McGuire, 2011, pp. 5–13).

### **1.1.4 Spastická dystonie**

Termín spastická dystonie poprvé zavedl Denny-Brown k popsání tonické chronické svalové aktivity, která se vyskytuje v klidu společně se spasticitou. Je definována jako spontánní svalová kontrakce vyskytující se v klidu, která nemá spouštěcí faktor. Bylo prokázáno, že spastická dystonie má eferentní původ, protože nemizí ani po přetěti zadních kořenů. Opakovaným protažením svalů ji můžeme zmírnit. Je velmi snadno rozpoznatelná, protože právě spastická dystonie způsobuje abnormální postavení kloubů a celkové postury u pacientů a představuje hlavní příčinu pacientova sociálního handicapu (Gracies, 2005,

p. 555). Bývá způsobena supraspinální aktivací alfa motoneuronů (Rektor, 2003, s. 157). Spastická dystonie může být hodnocena měřením klidových pozic kloubů při různých polohách těla. Pomocí aplikace lokálních anestetických bloků můžeme rozlišit, zda se jedná o spastickou dystonii nebo již o fixovanou kontrakturu (Gracies, 2005, p. 555). Typickým obrazem spastické dystonie na horní končetině je addukce ramene, flexe lokte, pronace předloktí, flexe zápěstí a flexe prstů (Yelnik, 2010, p. 802). Důsledky spastické dystonie nemusí být vždy negativní. Sevřenou nebo dráповitou ruku může pacient využít například k přidržení láhve nebo nesení tašky (Gál et al., 2015, s. 109).

### **1.1.5 Spastická ko-kontrakce**

Spastická ko-kontrakce je definována jako samovolná, nadměrná aktivace antagonisty v průběhu volního pohybu agonisty. Spouštěvým faktorem pro ko-kontrakci je volní pohyb agonisty. Vyskytuje se a lze ji měřit pouze v průběhu volní kontrakce agonisty. Zhoršuje se s tonickým protažením antagonistického svalu (Gracies, 2005, p. 555). Bývá první identifikovanou formou svalové hyperaktivity u pacientů se spastickou parézou ještě předtím, než se objeví spasticita (Nothnagel, 1872 in Gracies, 2015, p. 174). Inhibiční interneurony k antagonistickým svalům jsou aktivovány descendními motorickými drahami (reciproční inhibice). Při UMN nastává přerušování reciproční inhibice, což vede k hyperaktivitě antagonistů a následné ko-kontrakci agonistů i antagonistů zároveň (Selzer et al., 2006, p. 249).

### **1.1.6 Asociované reakce**

U syndromu centrálního motoneuronu můžeme vidět při vykonávání volního pohybu vznik nedobrovolných pohybů v jiné části těla. Typickým příkladem je flexe lokte u pacientů s hemiparézou v průběhu chůze. Mohou nastat také při kýčání, zívání nebo kašlání. Fyzioterapeuti využívají tyto spastické asociované pohyby jako měřítko pacientovy spasticity a celkových motorických funkcí (Bobath, 1990 in Barnes, Johnson, 2001, p. 33). Jakmile se začíná objevovat aktivní hybnost, nastává zapojení spastických synergií při vykonávání pohybu, což je výsledkem řízení pohybu extrapyramidovými drahami (Gracies, 2010, pp. 411–421). Fenomén asociovaných reakcí byl poprvé popsán v roce 1923 jako spontánní posturální reakce zbavená volní kontroly (Walshe, 1923 in Barnes, Johnson, 2001, p. 33). Asociované reakce můžeme najít taky pod termínem spastické synkineze (Bourbonnais, 1995) nebo stereotypní flexorové synergie (Bobath, 1990). Jsou způsobeny ztrátou supraspinální kontroly. Spouštěvým faktorem je volní pohyb. Vznikají na principu iradiace svalové síly do okolních segmentů. Vyskytují se v jiných svalových segmentech, než které jsou zapojeny do

volního pohybu. Příkladem synergie je abdukce a elevace ramene při snaze o pohyb ruky (Barnes, Johnson, 2001, p. 33).

### **1.1.7 Flekční a extenční spazmy**

Vznikají na podkladě deliberace polysynaptických míšních reflexů. Jsou iniciovány aferentním podnětem, ke kterému je somatosenzorický systém kvůli sníženému prahu dráždivosti zvýšeně vnímavý (McGuire, 2011 in Jech, 2015, s. 16). Následkem toho vzniká pomalu narůstající tonická křeč, postihující několik sousedních segmentů. Jedná se o exteroceptivní reflexy, které nejsou citlivé na protažení. Bývají zprostředkovány receptory, které se nachází na povrchu nebo v blízkosti povrchu těla (pokožka, podkožní tkáň, kloubní tkáň) a odpovídají na vnější stimul vyvolaný dotykem, teplotou, tlakem nebo bolestí. Tímto stimulem může být zvýšená náplň močového měchýře nebo i zarůstající nehet. Při UMNs jsou odpovědi na podráždění zvýšeně reaktivní. Flekční a extenční spazmy mají ochranný charakter, asistují při zpětném pohybu po bolestivém stimulu. (Copley, Kuipers, 2014, p. 27).

### **1.1.8 Kontraktury měkkých tkání**

Proces vzniku kontraktur je akutní. Už v prvních 6hodinách od imobilizace nastává pokles proteosyntézy a tento úbytek má pravděpodobně vliv i na začátek svalové atrofie (Booth, 1982 in Gracies, 2005, p. 540). Po dvou dnech od začátku imobilizace dochází k nárůstu perimysia (Goldspink, 1990 in Gracies, 2005, p. 540). Ruka je nejčastěji ponechána v palmární flexi, ulnární dukci a prsty ve flexi. V takovém případě jsou některé svaly trvale udržovány ve zkrácené pozici a vlivem plasticity dochází k přestavbě svalů a okolních měkkých tkání, které se přizpůsobují nově získané délce. Vzniká zkrácení svalů, snižuje se protažitelnost měkkých tkání v okolí imobilizovaného kloubu. Toto zkrácení postihuje svaly, šlachy, vazy, kloubní pouzdra, kůži i nervy (Gracies, 2005, p. 540). Klinicky se kontraktura projeví ztrátou pasivní protažitelnosti svalu a zvýšením svalové ztuhlosti (Tardieu, 1979, pp. 357–364).

## 2 Úchopová funkce ruky

Úchop se dá obecně definovat jako statická poloha ruky, ve které můžeme bezpečně držet předmět jednou rukou (Krivošíková, 2011, s. 190). Úchop z hlediska ergonomického lze chápat jako interakci ruky a uchopovaného předmětu (Brúhnová, 2002, s. 103). Existují dva odlišné modely uchopovacích pohybů – silový úchop a precizní úchop. Oba modely se často kombinují ve funkčních aktivitách (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 54). Ruka je tedy výkonným orgánem úchopu řízeného mozkiem (Tichý, 1994 in Brúhnová, 2002, s. 103).

### 2.1 Fáze úchopu

Součástí hodnocení úchopu je posouzení všech fází úchopu. Hadraba rozděluje úchop na tři fáze. Přípravná fáze zahrnuje odhad podmínek s ohledem na obtížnost, složitost, námahu, přesun těžiště těla a nastavení jednotlivých segmentů do nejvýhodnější pozice pro uchopení předmětu. Fáze úchopu a manipulace je pro provedení úchopu dominantní. Úchop předmětu je spojen s jeho fixací. Fáze uvolnění zahrnuje všechny úkony spojené s odložením uchopeného předmětu a oddálením ruky od něho (Hadraba, 1999 in Krivošíková, 2011, s. 198).

### 2.2 Funkční postavení ruky

Pro úchop je nezbytné, aby se ruka nacházela v dobré výchozí pozici a byly tak zajištěny optimální podmínky pro držení předmětu. Mluvíme tedy o funkčním postavení ruky, při kterém je zápěstí v 45° dorzální flexi, prsty v mírné flexi a palec v opozici se zachováním klenby ruky. Při neutrálním postavení zápěstí může být vyvinuta maximální síla, při radiální dukci jen 80%, při ulnární dukci 75%, při extenzi v zápěstí 60% a při flexi jen síla 45% (Green, 1999 in Štětkářová, 2012, s. 203). Véle udává, že pro správné nastavení ruky před úchopem je důležitá ještě mírná ulnární dukce, která se postupně zvětšuje směrem k malíku (Véle, 2006, str. 287). Spastická dystonie horní končetiny má na akru nejčastěji podobu flexe prstů s addukcí a flexí palce do dlaně, ulnární dukcí a flexí zápěstí. Pohyb začíná patologickým souhybem ramene, prsty nejsou dostatečně rozevřeny a předmět nelze uchopit. Přesto existuje pozitivní vliv této spastické dystonie, jelikož napomáhá udržení předmětu, který byl do ruky pasivně vložen druhou končetinou (Štětkářová, 2012, s. 204).

## 2.3 Typy úchopů (Kapandji, 1982, pp. 256–273)

Na úchopu se významně podílí anatomická a fyziologická organizace ruky. Existuje mnoho typů úchopů, které rozdělujeme do tří hlavních kategorií: statické úchopy, úchopy spojené s působením gravitace a dynamické úchopy.

### 2.3.1 Statické úchopy

Jejich společnou vlastností je, že při vykonávání statických úchopů nepotřebujeme pomocnou sílu gravitace. Mohou být rozděleny do tří skupin na: digitální, palmární a symetrické.

- **Digitální úchopy** můžeme členit na bidigitální a pluridigitální.
  - **Bidigitální úchopy** vedou ke klasickému klešťovému úchopu, který se děje nejčastěji mezi palcem a ukazovákem.
    - ◆ **Úchop s terminální opozicí.** Je nejjemnější a nejpřesnější. Slouží k držení tenkého předmětu nebo zvednutí velmi jemného předmětu jako je zápalka nebo špendlík. Palec a ukazovák (nebo prostředník) se dotýkají konci bříšek prstů nebo hranami nehtů těchto prstů. Pro tento úchop je tedy důležité elastické bříško prstu, které je náležitě opatřeno nehtem. Úchop s terminální opozicí je nejčastěji poškozen poruchami v oblasti ruky, protože vyžaduje plný rozsah pohybu v kloubech (flexe dosahuje maxima) a intaktní svaly a šlachy pro m. flexor digitorum profundus (pro 2. prst, stabilizuje flektovaný článek prstu) a m. flexor pollicis longus.
    - ◆ **Úchop se subterminální opozicí.** Je to nejvíce využívaný typ úchopu. Slouží k uchopení relativně velkého předmětu například tužky nebo listu papíru. Účinnost tohoto typu úchopu může být otestována tzv. Fromentovou zkouškou. Probíhá tak, že pacient uchopí list papíru mezi palec a ukazovák. Pokud je úchop dostatečně silný, list papíru nesmí být ze stisku vysunut vnější silou. Test posuzuje sílu m. adductor pollicis a integritu nervus ulnaris. Při úchopu jsou palec a ukazovák v kontaktu palmárními plochami bříšek prstů. Distální IP kloub může být extendován. Důležitými svaly pro vykonání úchopu jsou m. flexor digitorum sublimis (pro 2. prst, stabilizuje flektovaný distální IP kloub) a svaly, které flektují MP kloub palce (m. flexor pollicis brevis, m. interosseus ventralis I., m. abductor pollicis brevis a m. adductor pollicis).



- ◆ **Úchop se subtermino-laterální opozicí.** Tento úchop je méně přesný oproti výše uvedeným, avšak neméně silný. Může nahradit předchozí dva typy úchopů, pokud dojde k amputaci posledních dvou článků ukazováku. Palmární strana bříška palce tiskne radiální plochu prvního článku ukazováku. Dochází k němu například při držení mince. Pro správné provedení je zapotřebí funkce m. interosseus dorsalis I., m. flexor pollicis brevis, m. interosseus ventralis I. a m. adductor pollicis.
- ◆ **Úchop interdigitální latero-laterální.** Představuje jediný typ bidigitálního úchopu, který nevyužívá palec. Je doplňkovým typem úchopu (držení cigarety) a probíhá ze stran mezi dvěma prsty, nejčastěji mezi 2. a 3. prstem. Vyžaduje správnou funkci m. interosseus ventralis II. a m. interosseus dorsalis II. Tento úchop je slabý a málo přesný, ale v případě amputace palce může mít velký význam.
- **Pluridigitální úchopy** zapojují do funkce palec a další prsty. Patří mezi více silové než předchozí, ale méně precizní.
  - ❖ **Tridigitální úchop** je nejčastěji využívaným úchopem. Probíhá mezi palcem, ukazovákem a prostředníkem. Velká část světové populace nepoužívá při jídle vidličku a využívá tento typ úchopu pro vložení potravy do úst. Slouží také k uchopení malého kulovitého předmětu (např. balónku), kdy jsou všechny tři prsty s předmětem v kontaktu svým bříškem. Při psaní tužkou probíhá kontakt bříšky palce a ukazováku a prostředník je v kontaktu laterální stranou.
  - ❖ **Tetradigitální úchop** je využíván, chceme-li uchopit objekt větších rozměrů v pevném stisku. Slouží například k uchopení sférického objektu. První tři prsty jsou s objektem v kontaktu bříšky. Prsteník tiskne předmět ze strany a brání jeho sklouznutí mediálně. Jiným typem tetradigitálního úchopu je například úchop používaný při odšroubovávání víčka, při kterém je využita velká kontaktní plocha prstů. Zahrnuje kontakt bříškem a celou palmární plochou prvních článků palce, ukazováku a prostředníku a kontakt bříškem a laterální stranou prostředního článku prsteníku, který brání víčku sklouznout mediálně. Posledním typem je úchop probíhající mezi bříšky prvních čtyř prstů. Bříško palce tiskne předmět proti bříškům druhého až čtvrtého prstu, které jsou zcela extendovány. Je to úchop, pomocí kterého drží houslisté smyčec.
  - ❖ **Pentadigitální úchop** využívá všechny prsty. Palec se nachází v různé míře opozice. Tyto úchopy jsou používány zpravidla pro držení velkých předmětů. Avšak i malý objekt může být držen pomocí pentadigitálního úchopu s kontaktem bříšek, pouze 5. prst je v kontaktu laterálním. Větší objekty, například tenisový míč, lze držet

pomocí kontaktů bříšek a laterální strany prstů. Palec je v opozici proti ukazováku, prostředníku a prsteníku a malíček kontaktu je předmět z laterální strany a brání vyklouznutí předmětu mediálně a proximálně. Ačkoli to není palmární úchop, protože míč svírají pouze prsty, je velmi silný. Jiný pentadigitální úchop slouží k držení velkého polokruhovitého objektu (například misky) v ohbí palce a ukazováku (první meziprstní rozštěp). Palec a ukazovák jsou široce rozevřeny od sebe, dotýkají se objektu celou jejich palmární plochou. Dalším typem pentadigitálního úchopu je takzvaný úchop panoramatický, který umožňuje uchopit velký plochý předmět, jako je například podšálek. Vyžaduje širokou separaci prstů s palcem v maximální retropozici a extenzi. Palec a malíček jsou od sebe maximálně vzdáleny. Účinnost tohoto úchopu závisí na integritě distálních IP kloubů a intaktnosti hlubokých flexorů prstů.

- **Palmární úchopy** zapojují do funkce prsty i dlaň. Existují dva typy palmárních úchopů. Dělíme je podle toho, zda se úchopu účastní palec či nikoli.
  - **Digitopalmární úchop** je doplňkovým úchopem, ale poměrně široce využívaným třeba k držení rukojeti nebo volantu. Předmět malých rozměrů (3 cm) může být držený pomocí druhého až pátého prstu a palec není do úchopu zahrnut. Pokud se držený objekt nachází blízko zápěstí, úchop není uzamčený a objekt může snadno vyklouznout. Osa úchopu je kolmá na osu ruky. Lze ho využít i pro držení většího předmětu, jako je například sklenice. Avšak čím větší objekt, tím více ztrácí úchop na síle.
  - **Palmární úchop** zapojuje celou dlaň a ruku k udržení těžkého i relativně velkého předmětu za použití velké síly. Ruka se ovine kolem válcového předmětu a osa předmětu se shoduje s palmárním žlábkem. Objem uchopeného předmětu určuje sílu úchopu, která je maximální, pokud se palec ještě dotýká ukazováku. Palec tvoří jedinou oporu proti síle ostatních čtyř prstů a jeho účinnost bývá lepší, když je více flektován. Důležitou roli hrají mm. *interossei*, které provádějí flexi v MP kloubech, dále všechny svaly *thenaru*, zvláště *m. adductor pollicis* a *m. flexor pollicis longus*.

### 2.3.2 Úchopy využívající funkci gravitace

Existují úchopy, které závisí na působení gravitace a nemohou být provedeny ve stavu bez tíže například ve vesmírné kabině. U těchto úchopů má ruka funkci podpůrné platformy, třeba jako při držení tácu. Lze je provést jedině v případě, že dojde ke zploštění ruky a k otočení dlaně vzhůru nebo tvoří-li ruka tříbodovou oporu pod předmětem. Pod silou gravitace dokáže ruka pracovat i jako lžice. Všechny typy úchopů závislé na gravitaci vyžadují provedení supinace předloktí. Bez supinace není možné orientovat dlaň, která tvoří konkávní plochu, anteriorně. Test tácu umožňuje posoudit zotavení supinace, která nemůže být dostatečně kompenzována ani pohybem v rameni.

### 2.3.3 Dynamické úchopy

Ruka dokáže vykonávat také pohyb v průběhu úchopu a takovým úchopům říkáme dynamické. Některé z nich jsou jednoduché například roztočení káči, která je držena tečně mezi palcem a ukazovákem. Jiným jednoduchým dynamickým úchopem může být také vystřelení kuličky pomocí rychlého pohybu distálního článku palce, který je proveden pomocí m. extensor pollicis longus. Další dynamické úchopy jsou více komplexní.

- **Zapalování cigarety.** Zapalovač je držený v ohbí ukazováku a ostatních prstů. Rychlý pohyb provádí m. flexor pollicis longus a svaly thenaru.
- **Stisknutí spreje.** Jde o úchop palmárního typu a pohyb vykonává ukazovák pomocí m. flexor indicis profundus.
- **Stříhání nůžkami.** Rukojeti nůžek jsou navlečeny na palec a prostředník nebo prsteník. Svaly palce poskytují sílu potřebnou k otevření (svaly thenaru) nebo zavření nůžek (m. extensor pollicis longus). Velmi časté stříhání nůžkami při práci může vést až k ruptuře m. extensor pollicis longus.
- **Držení jídelních hůlek.** Tento úkon vyžaduje výbornou manuální zručnost. Poskytuje tak dobré srovnání manuální zdatnosti mezi evropskou a asijskou populací. Při úchopu bývá jedna hůlka držena v prvním meziprstím prostoru a je podpírána prsteníkem a druhá hůlka je fixována tridigitálním úchopem pomocí prvních třech prstů.
- **Uvázání uzlů pomocí jedné ruky.** Úkol vysoce náročný na zručnost. Záleží na koordinaci dvou bidigitálních úchopů. Jeden úchop spočívá mezi hranami 2. a 3. prstu a druhý mezi bříšky palce a prsteníku.

### **3 Spastické syndromy na horní končetině (Štětkařová, 2012, ss. 90–98)**

**Syndrom spastické flexe zápěstí.** Vyskytuje se často u cerebrální spasticity a vytváří obraz Wernickeovy-Mannovy postury. Zápěstí je flektováno kvůli spastické dystonii m. flexor carpi radialis, m. flexor carpi ulnaris a m. palmaris longus.

**Syndrom spastické extenze zápěstí.** Bývá méně častý. Objevuje se spastická dystonie v m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor carpi ulnaris. Prsty mohou být ve spastické flexi nebo extenzi.

**Syndrom spastické flexe prstů ruky.** Prsty jsou sevřeny do pěsti a projevuje se spastická dystonie m. flexor digitorum superficialis et profundus a mm. lumbricales. Může se vyskytovat spastická dystonie ve všech třech výše zmíněných svalech nebo jen v některém z nich. Vzniká obraz drápopité ruky s neschopností využít ruku pro úchop. Problémem bývají časté mykózy, které se tvoří v sevřené dlani nebo otlaky kůže od rostoucích nehtů.

**Syndrom spastické hyperextenze prstů ruky.** Vyskytuje se jen vzácně. Je podmíněn spastickou dystonií m. extensor digitorum, m. interossei dorsales a m. extensor indicis.

#### **Syndrom spastického palce**

- a. Nejčastějším typem spasticity palce je jeho uložení v dlani, se spastickou dystonií v m. adductor pollicis a m. flexor pollicis longus. Palec se tedy nachází v addukci a ve flexi v IP kloubu.
- b. Dalším možným spastickým vzorcem palce bývá spastická dystonie m. opponens pollicis a m. flexor pollicis brevis. Palec spočívá v opozici a flexi v MP kloubu.
- c. Nejmenší výskyt pozorujeme u spastické dystonie m. extensor pollicis longus et brevis a m. abductor pollicis longus et brevis. Palec se u tohoto typu spasticity vyskytuje v pozici spastické abdukce a extenze.

**Syndrom porodnické ruky.** Vidíme ho jen vzácně, bývá přítomen u léze bazálních ganglií. Doprovází ho silná bolestivost a otoky ruky. Spastická dystonie postihuje mm. interossei palmares, mm. lumbricales, m. opponens pollicis a m. opponens digiti minimi. Dlaň je sevřena jako špetka, bývá přítomna flexe v MP a extenze v IP kloubech. Palec i malík jsou v opozici.

## 4 Hodnocení ruky

### 4.1 Goniometrie

Goniometrii je možné definovat jako nauku o měření úhlů. Při goniometrickém měření na lidském těle zjišťujeme buď úhel, ve kterém je kloub pevně fixován (při ankylozách apod.), nebo úhel jakého lze v kloubu dosáhnout pohybem pasivním či aktivním. Měření provádíme goniometrem. U zápěstí a prstů využíváme goniometr dvouramenný a prstový. Pro přesné určení hodnot je důležité dodržovat výchozí polohu, fixaci, přiložení goniometru, záznam měření a kontraindikace vyšetření pohyblivosti kloubní pro všechny vyšetřované klouby. Zaznamenáváme výsledky měření pomocí metody SFTR, což je metoda a způsob hodnocení pohyblivosti kloubní, vypracovaná Russem a Gerhardem v roce 1964 dle poznatků Cave a Robertse z roku 1936 (Janda, Pavlů, 1993, ss. 9–10, 16, 21).

### 4.2 Dynamometrie

Slouží k měření statické síly stisku ruky. Zjišťuje se maximální svalová síla při izometrickém stahu, tedy síla proti pevnému odporu. U všech dynamometrů se většinou provádí 3 pokusy měření a zaznamenává se jejich průměr (Krivošíková, 2011, s. 202). ASHT navrhla standardizovanou pozici pro testování síly stisku ruky. Pacient při této pozici sedí, ramenní kloub je v addukci a ve středním postavení, loket v 90° flexi a předloktí ve středním postavení (Fess, Moran, 1981 in Mathiowetz, 1985, p. 69). Nebyl zjištěn významný rozdíl mezi testováním se zápěstím v 0° a 15° ulnární deviaci a 0° a 15° dorzální flexi (Pryce, 1980 in Mathiowetz, 1985, p. 69). Další studie ukazuje, že rozdíl výsledků měření při pozici zápěstí v 0°, 15°, 30° dorzální flexi je taktéž zanedbatelný (Kraft, Detels, 1982 in Mathiowetz, 1985, p. 69). Obě výše zmíněné studie potvrzují snížení výsledků hodnocení při pozici zápěstí v 15° palmární flexi. Bylo zjištěno, že nejpřesnější údaje o síle úchopu poskytuje přístroj Jamar dynamometr (Fess, Moran, 1981 in Mathiowetz, 1985, p. 69). Umožňuje měřit sílu stisku ruky v pěti různých polohách. Nabízí pět roztečí o velikosti 9 cm, 12 cm, 14,5 cm, 17 cm a 20 cm (Krivošíková, 2011, s. 203) (viz Příloha 11, s. 65).

## **5 Hodnocení spasticity**

### **5.1 Ashworthova škála (AS)**

V klinické praxi je to nejčastěji využívaná škála pro hodnocení spasticity. Byla vytvořena Ashworthem v roce 1964 a původně sloužila pro hodnocení spasticity u pacientů s roztroušenou sklerózou (Ashworth, 1964 in Barnes, Johnson, 2001, p. 65). Testuje odpor v průběhu pasivního protažení svalu. Testovaný sval se v čase 1 s pasivně protáhne do maximální délky. Neexistují přesné pokyny, které by stanovovaly parametry pasivního protažení svalu, ale výsledky ukázaly, že při rychlosti větší než 10 °/s dojde k vyvolání reflexní aktivity, která se podílí na zvýšení odporu při pasivním protažení (Pandyan et al., 2006 in Barnes, Johnson, 2001, p. 66). Při tom se dosahuje úhlové rychlosti až 80 °/s. Je nezbytné hodnotit pouze první provedení testu. Při opakování již často dochází ke snížení spastické hypertonie svalu a pohyb je pak volnější. Ashworthova škála se vyznačuje velkou přesností při testování míry spastické parézy u lokte, ruky, prstů a na dolní končetině ve skupině flexorů bérce i lýtkových svalů (Ashworth, 1964 in Ehler, 2015, s. 21) (viz Příloha 6, s. 61).

### **5.2 Modifikovaná Ashworthova škála (MAS)**

Existuje také modifikovaná Ashworthova škála (MAS), ve které je přidán stupeň 1+. Stupeň 1+ se vyznačuje náhlým zvýšením odporu, ale jen mírným nárůstem svalového napětí v první polovině prováděného pohybu. Autoři MAS byli také první, kdo zhodnotil spolehlivost MAS, pomocí vyhodnocení flekční spasticity loketního kloubu. Měření spočívalo v provedení maximální extenze z maximální možné flexe v průběhu jedné sekundy. Pacienti byli při testování položeni na lehátko v poloze na zádech. Terapeut držel distální část předloktí nad zápěstím a po převedení do extenze bylo možné loket stabilizovat více proximálně (Bohannon, Smith, 1987, p. 206). Bodin a Morris zjistili, že MAS je spolehlivá pro vyšetřování flekční spasticity zápěstí, pokud je testování prováděno dvěma školenými testujícími (Bodin, Morris, 1991 in Barnes, Johnson, 2001, pp. 67–68) (viz Příloha 7, s. 62).

### 5.3 Tardieuova škála

Tardieuova škála bývá využívána ke klinickému hodnocení spasticity u pacientů s neurologickým postižením. Je založena na posouzení narůstajícího odporu při pasivním pohybu. Musíme vzít však ohled na dva různé faktory, kvůli kterým odpor narůstá. Rozlišujeme neurální příčinu, kterou je spasticita a nonneurální příčinu – kontrakturu svalu. Pasivní protažení provádíme třemi rychlostmi. Při hodnocení posuzujeme kvalitu svalové odpovědi (X) a úhel (Y), ve kterém svalová odpověď nastala. První protažení svalu je tak pomalé, jak je to jen možné, udává se rychlost se zkratkou V1. Jedná se o rychlost tak nízkou, že nevyvolá reflexní odpověď. Druhé protažení probíhá rychlostí, jakou by končetina volně padala pod vlivem gravitace (V2). Třetí rychlostí je rychlost označená zkratkou V3, tedy největší možná rychlost, jakou lze pohyb provést. Pomocí V2 a V3 posuzujeme úhel pohybu, ve kterém se svaly aktivují a kvalitu s jakou se svalová skupina do pohybu zapojí (Tardieu, 1954 in Barnes, Johnson, 2001, pp. 70–71). Úhel, ve kterém nastane svalová odpověď se obvykle měří goniometrem a kvalita svalové reakce se měří 6stupňovou stupnicí. Na této stupnici znamená číslo 0, že v průběhu pohybu nenastal žádný odpor. Naopak číslo 5 udává, že daný kloub je zcela imobilní (Tardieu, 1954 in Glinski, 2016, p. 229). Vždy začínáme testovat z pozice, ve které je testovaný sval nejvíce zkrácený. Testování by mělo probíhat stále ve stejnou denní dobu, z jednotné výchozí pozice. Pro vyšetřování horní končetiny platí, že pacient je testován vsedě. Testování provádí u konkrétního pacienta vždy stejná osoba (Tardieu, 1954 in Barnes, Johnson, 2001, pp. 70-71). Pokud je přítomna spasticita, ucítí klinik v průběhu rychlého pasivního protažení záraz nebo nastoupí klonus, který může být unavitelný nebo trvalý v závislosti na výši spasticity (Charcot, 1873 in Gracies, 2010, p. 421). V roce 1999 byla Tardieuova škála modifikována, aby zahrnovala přesně definované pozice kloubů a rychlosti provedení pohybu (Boyd et al., 1999 in Glinski, 2016, p. 229) (viz Příloha 8, s. 62).

## **6 Hodnocení ADL**

### **6.1 Index Barthelové**

Barthel index byl založen pro posouzení funkční schopnosti a nezávislosti u chronicky neuromuskulárně a muskuloskeletálně nemocných pacientů v průběhu jejich hospitalizace na rehabilitačním oddělení (Mahoney, Barthel, 1965 in Richards et al., 2000, p. 72). Pacient, který je zcela soběstačný ve všech bodech škály, získává v hodnocení 100 bodů (Relf, 2011, s. 14). Čím nižší hodnota skóre, tím vyšší je závislost pacienta na asistenci vyšetřujícího. BI zahrnuje 10 úkolů, které jsou hodnoceny podle času provádění úkolů a míry soběstačnosti pacienta (Quinn, 2011, p. 1146). Maximální hodnota Barthel skóre nemusí nutně znamenat plnou soběstačnost v aktivitách denního života (ADL), neboť nezaznamenává některé širší funkce (např. přípravu jídla, domácí práce). Neměří psychické funkce a sociální adaptabilitu pacienta. Při skórování činností není přesněji odlišena potřeba minimální od maximální asistence (Vaňásková, 2005, ss. 312–313). Informace nemusí být získány jen přímým pozorováním, jde také o údaje od nemocného, členů jeho rodiny a ošetřovatelského personálu. Obvykle se hodnotí aktivity za uplynulých 48 hodin (Kalina, 2008, s. 224) (viz Příloha 9, s. 63–64).

### **6.2 Frenchay Arm Test**

Tento krátký test se skládá z 5 úkolů, které mají být předvedeny postiženou končetinou. Úkoly jsou: stabilizovat pravítko, uchopit válec, napít se ze sklenice, sundat kolíček na prádlo a učesat se. Tento test je validní, reliabilní, jednoduchý a časově nenáročný. Test provádí pacient v sedě s rukama v klíně a každý nový úkol začíná z této výchozí pozice. Maximální možný počet získaných bodů je 5. Ohodnocení 1 bodem znamená, že pacient provedl úkol úspěšně. Naopak 0 bodů za daný úkol pacient dostane, pokud ve vykonání úkolu neuspěje (Poole, Whitney, 2001 in Carr, Shepherd, 2010, p. 64).

### **6.3 Action research arm test (ARAT)**

ARAT test slouží k funkčnímu hodnocení síly, obratnosti a koordinace horní končetiny pomocí observačních metod. Jedná se o široce používaný nástroj k hodnocení obnovy motorických funkcí horní končetiny po cévní mozkové příhodě. Test byl vyvinutý Lylem v roce 1981. Jedná se o prokazatelně validní a reliabilní nástroj pro hodnocení funkce horní končetiny u neurologických poruch. Délka testu je 10–20 minut. K provedení testu potřebujeme box o standardizované velikosti a obsahu předmětů, které jsou k jednotlivým úchopům používány. Pacient v průběhu testování sedí opřený zády o židli a je instruován, aby kontakt zad a židle



udržel i v průběhu testování. Vzdálenost testovacího boxu byla určena tak, že konečky prstů pasivně extendované parietické končetiny se mohou dotknout zadní hrany horní části boxu. Výchozí pozice testované končetiny je s dlaní položenou na stole. Test obsahuje 19 úkolů, rozdělených do čtyř subtestů: stisk, úchop, špetka a hrubý pohyb paže (Bastlová a kol., 2015, s. 36; Lee, 2001 in Carr, Shepherd, 2010, p. 64; Duruöz, 2014, p. 110). Provedení každého úkolu je hodnoceno pomocí 4bodové škály. Pokud je testovaný ohodnocen číslem 0, znamená to, že není schopen žádného pohybu. Jestliže získá číslo 3, zvládl provést úkol bez omezení. Pokud pacient získá číslo 3 při vykonání prvního (nejobtížnějšího) úkolu ze subtestu, je ohodnocen číslem 3 i u dalších úkolů z tohoto subtestu bez jejich testování (McDonnel, 2008, p. 220) (viz Příloha 10, s. 65).

#### **6.4 Skóre vizuálního hodnocení funkčního úkolu ruky (SVH)**

Umožňuje hodnotit kvalitu funkce ruky v základních složkách jednoduchého úkolu. Má šest dobře hodnotitelných stupňů pro každou dílčí položku, posuzující manipulační a úchopovou funkci ruky. Úkolem pacienta je uchopit plnou plechovku od nápoje, zvednout ji, posunout kousek dál a pustit. Posuzují se čtyři fáze prováděného úkolu, mezi které patří: dosahování, příprava na úchop a úchop, manipulace, uvolnění úchopu. Výhodou je možnost zaslepeného hodnocení z pořízených videosekvencí. Pacient není při vykonávání testu limitován časem a není tedy vystaven časovému stresu. SVH lze doporučit pro testování funkcí ruky u pacientů v akutní i chronické fázi po CMP, kraniotraumatu a u DMO. (Hillerová et al., 2006, ss. 107–111) (viz Příloha 12, s. 66–67).

## 7 Farmakologická léčba

### 7.1 Perorální užívání léků

Mnoho perorálních léků je úspěšných v léčbě spasticity. Jsou to například baklofen, tinazidin, benzodiazepamy, dantrolen, clonidin nebo phenothiaziny. Všechny tyto léky snižují excitabilitu spinálních reflexů, ale pracují na odlišném principu. Mezi mechanismy ovlivňující spasticitu patří redukce uvolnění excitačních neurotransmitterů z presynaptických zakončení, facilitace inhibičních interneuronů nebo inhibice supraspinálního vlivu na míšní reflexní oblouk (Davidoff, 1985 in Selzer, 2006, p. 254). Mechanismus účinku perorálních léků není dosud zcela pochopen. Spočívá v ovlivnění transmitterů a neuromodulátorů CNS. Děje na úrovni CNS zahrnují potlačení excitace (přes glutamát), zvýšení inhibice (přes GABA či glycin) nebo obojí (Gracies, 1997, p. 94).

I když není příliš mnoho studií založených na důkazech, které potvrzují jednoznačně efekt perorálních antispastických léků, přesto je farmakoterapie nejčastějším a také nejjednodušším způsobem léčby spasticity (Lapeyre, 2010 in Štětkařová, 2012, s. 59).

Vždy začínáme podávat malé dávky léku a v případě potřeby dávky postupně zvyšujeme. Pozvolným navyšováním množství podaného léku předejdeme náhlému vzniku nechtěných nežádoucích účinků. Podstatou této léčby je snížit uvolňování excitačních neuromediátorů a podpořit funkci inhibičních interneuronů. K léčbě se využívají také kannabiody, jejichž účinnost prokázaly také některé EBM studie. Výzkum potvrdil snížení svalového tonu po užívání kannabiodů u pacientů, kteří trpěli roztroušenou sklerózou mozkomíšní. Kannabiody mají však i svou stinnou stránku, protože při jejich užívání byly zjištěny nežádoucí účinky, jako je tachykardie, hypotenze, sucho v ústech a poruchy paměti (Corey-Bloom, 2012, pp. 1143–1149).

Průměrný terapeutický poločas baklofenu je přibližně 3,5 hodiny (v rozmezí 2–6 hodin). Baklofen v nezměněné formě vylučují z těla převážně ledviny, i když asi 15 % se metabolizuje v játrech, a proto musí být dávky tohoto léku sníženy u pacientů s poruchami ledvin a je nutno během léčby průběžně sledovat i jaterní funkce (Gracies, 1997, p. 95). Dávkování baklofenu začíná obvykle na 5 mg 3krát denně a množství léku je možné dle potřeby zvyšovat o 5 mg za 4 až 7 dní. Maximální podané množství baklofenu může činit 80 mg, rozdělených do čtyř dávek za den (Pinto et al., 1972 in Gracies, 1997, pp. 98–99). Bylo prokázáno, že baklofen je vhodný pro dlouhodobé užívání, protože i po delší době podávání působí stále efektivně (McLellan,

1977 in Gracies, 1997, p. 97). Baklofen je agonistou GABA. Vyvolává supresi exkrece excitačních neurotransmitterů a posiluje presynaptickou inhibici. Kromě antispastického efektu působí ospalost, závrať, sedaci a zmatenost (Rektor, 2003, s. 161).

## 7.2 Aplikace botulotoxinu A

Botulotoxin je neurotoxin produkovaný bakterií *Clostridium Botulinum*. Poprvé byl purifikován v roce 1928 (Snipe, Sommer, 1928 in Kalliainen, O'Brien, 2014, p. 85). V medicíně proběhla jeho první aplikace v 80. letech 20. století k léčbě strabismu (Flanders et al., 1987 in Kalliainen, O'Brien, 2014, p. 85).

BTX-A způsobuje svalovou paralýzu tím, že blokuje uvolnění acetylcholinu na nervosvalové ploténce. Tento efekt je pouze dočasný. Nervová vlákna začnou po čase vytvářet nová funkční spojení s vlákny svalovými (DePaiva et al., 1999 in Kalliainen, O'Brien, 2014, p. 85).

Botulotoxin aplikujeme jehlou intramuskulárně, přímo do konkrétního spastického svalu. Může však pronikat i do svalů sousedních. Vlivem aplikace botulotoxinu někdy dochází také ke zvýšenému pocení (Girlanda et al., 1992 in Gracies, 2004, p. 123). Ve svalech vzdálených od místa aplikace zůstává maximální akční potenciál bez jakékoli změny (Wohlfarth et al., 2001 in Gracies, 2004, p. 123). Botulotoxin proniká ze svalů do zadních míšních rohů, kudy se dostává přes aferentní dráhy do mozku, což má také svůj podíl na zmírnění svalového hypertonu (Štětkářová, 2012, s. 74).

Botulotoxin se aplikuje injekčně do cílových svalů, které jsou odpovědné za klinický obraz spasticity u konkrétního pacienta. Inhibuje uvolnění chemického neurotransmitteru tím, že naruší funkci SNARE komplexu, který je nutný pro exocytózu synaptických váčků (Dolly, 2003 in Ward, 2008, p. 611). Botulotoxin je velmi vhodným prostředkem k dlouhodobému utlumení neuromuskulární transmise přes inhibici uvolnění acetylcholinu. Způsobuje svalovou paralýzu trvající déle jak 3 měsíce, která může být ještě prodloužena programem tělesné aktivity (Pellizzari et al., 1999 in Ward, 2008, p. 611). Účinek botulotoxinu nastupuje do 4 dní od jeho vpravení do spastických svalů a plně funguje již týden po injekční aplikaci (Dolly, Aoki, 2006 in Ward, 2008, p. 611). Výsledným efektem botulotoxinu je oslabení a relaxace hypertonických svalů u lidí se syndromem centrálního motoneuronu. Vzniklé biomechanické změny ve funkci svalu umožňují sval volně protáhnout. Oslabení spastického svalu umožňuje posílení jeho antagonistických svalů a je tak možné obnovit rovnováhu mezi agonistickými a antagonistickými svalovými skupinami (Ward, 2008, p. 611).

Pro přesné zavedení jehly do daného spastického svalu se využívá prostá palpace nebo některé moderní přístrojové metody jako je: EMG, elektrická stimulace svalu nebo ultrazvuk. Injekci obvykle aplikují specializovaní lékaři, ale v některých zemích, jako je například UK, mohou být také ergoterapeutové a fyzioterapeutové certifikováni na aplikaci botulotoxinu (Copley, Kuipers, 2014, p. 322). Použití EMG vedení a svalové stimulace je všeobecně oblíbené pro přesnou lokalizaci cílového svalu. Není nezbytné pro velké, povrchové, snadno viditelné svaly, ale je vhodné pro menší, hluboce uložené svaly jako jsou například svaly předloktí. Svalová stimulace se jeví užitečná např. u m. flexor digitorum profundus a m. extensor digitorum communis, které mají společný začátek, ale potom se rozdělují na samostatná svalová bříška a šlachy pro každý prst zvlášť. Správným umístěním jehly dokážeme způsobit neuromuskulární blokádu jen některých svazků a tím dosáhnout velmi přesného účinku (Ward, 2008, p. 613). Dávky botulotoxinu se pohybují v rozmezí 7,5 U–200 U podle toho, o jak velký sval se jedná. Např. krátké flexory prstů a palce jsou tlumeny dávkami menšími než 20 U (Childers et al. 2004 in Kalliainen, 2014, p. 86).

Příjem botulotoxinu v nervových zakončeních se zvyšuje, pokud jsou nervová zakončení ve svalech více aktivována. Tato aktivace může probíhat stimulací nervu nebo volným pohybem svalu (Hughes, Whaler, 1992 in Gracies, 2004, p. 121). Botulotoxin se soustřeďuje do hyperaktivních vláken svalu. Hessovy studie u hemiparetiků prokázaly lepší výsledky léčby botulotoxinem v případě, že po injekční aplikaci provádíme pravidelnou stimulaci spastických svalů a také jejich antagonistů. Stimulace by dle této studie měla probíhat 3krát denně po 30 minutách a měla by trvat po dobu třech dní od intramuskulární aplikace BTX-A (Hesse, Jahnke, 1995 in Gracies, 2004, pp. 121–122).

Po aplikaci botulotoxinu je důležité zaměřit se na intenzivní rehabilitaci, čímž se zvýší míra působení botulotoxinu zejména proto, že se aktivují nervosvalové ploténky spastických svalů. V případě opakovaných injekcí botulotoxinu se snižuje jeho účinek na tkáň, protože se proti němu vytváří v těle protilátky (Bakheit et al., 2004, p. 1558). V době po injekci botulotoxinu je tedy požadována fyzioterapie ve formě strečinku a posilování. Končetiny by měly být protaženy do funkční pozice, ale nemělo by při tom docházet k traumatizaci tkání, protože tím by došlo ke vzniku nociceptivního stimulu a následně zvýšení spasticity ve svalech, do kterých botulotoxin aplikován nebyl. Doporučuje se, aby terapie probíhala každý den po dobu nejméně čtyř měsíců (Desloovere et al. 2001 in Ward, 2008, p. 614). Terapeutické strategie využívané po aplikaci botulotoxinu zahrnují používání ortéz na denní i noční nošení, zvýšení pasivního i aktivního rozsahu pohybu, protahování, taping, repetitivní cyklické úkoly,

NMES nebo FES, stejně tak jako funkční aktivity zaměřené na zvýšení činnosti postižené končetiny a její větší participaci ve vykonávání běžných denních úkolů (Childers et al., 2004 in Kalliainen, 2014, p. 86).

Je prokázáno zvýšení pasivního rozsahu pohybu v kloubu po aplikaci botulotoxinu do spastických kolemkloubních svalů. Bylo pozorováno také lepší klidové držení končetiny (Das, Park, 1989 in Gracies, 2004, p. 125). Dochází k redukci spastické ko-kontrakce a spastické dystonie. Prokazatelně se zvyšuje také rychlost provedení pohybu (Gracies, 2004, p. 125).

Pokud jsou po injekci botulotoxinu chybně oslabeny zdravé svaly, zvláště agonisté pohybu v důsledku transsynaptické inhibice spinální transmise, pacient jen obtížně provede pohyb tímto agonistou samostatně. Proto je kombinace EMG-FES a BTX-A velmi užitečná pro facilitaci volní kontrakce agonistů a zlepšení motorické odpovědi v průběhu vykonávání zadaného úkolu u pacientů, u kterých se objevily známky transsynaptického transportu BTX-A. Bylo prokázáno, že kombinace EMG-FES a BTX-A je efektivní pro snížení spasticity a zlepšení motoriky horní končetiny u pacientů se spastickou parézou (Tsuchiya et al., 2016, pp. 21–22).

## **8 Non-farmakologická léčba**

### **8.1 Roboticky asistovaná terapie**

#### **8.1.1 Neuroprotéza Handmaster**

Neuroprotéza Handmaster umožňuje důsledné replikování úchopu, držení předmětu a uvolňování předmětu z afektované ruky. Skládá se z ortézy (poskytuje stabilizaci zápěstí) a integrovaných povrchových elektrod, které provádějí aktivaci paretických svalů. Řídící jednotka je připojena kabelem k dlazi a umožňuje uživateli vybrat program ze tří cvičebních režimů a tří funkčních režimů. Cvičné režimy poskytují stimulaci cílenou do extenzorů a flexorů prstů a palce. Funkční režimy umožňují provádět sekvenční klíčový úchop nebo dlaňový úchop a uvolňovací vzory. Šroubovitá konstrukce provádí stabilizaci zápěstí a udržuje zápěstí ve funkční pozici (10–20° extenze). Zpočátku aplikujeme tuto terapii 10 minut 2krát denně a tréninkový čas zvyšujeme až na 45 minut, taktéž 2krát denně. Při prvním použití se ortéza přizpůsobí na konkrétního pacienta a elektrody již nadále zůstanou ve stejné pozici pro všechny následující aplikace (Alon et al., 2002 in Hara, 2008, pp. 5–6).

#### **8.1.2 Neuromove 900**

Neuromove 900 je elektromyograficky monitorovaný, neuromuskulární, elektrický stimulátor. Využívá tři opakovaně použitelné, samopřilnavé povrchové elektrody. Zemní elektroda bývá umístěna na kostěný výstupek a dvě aktivní elektrody se připevní na motorické body cílových svalů. Jedna z aktivních elektrod se umístí na extenzorovou skupinu ve vzdálenosti asi jednoho palce (2,54 cm) od loketního ohbí a druhá elektroda se upevní ve vzdálenosti jednoho palce směrem distálním od první aktivní elektrody. Role elektrod spočívá v detekování EMG signálu z postižených svalů a jejich následné stimulaci. Počítač uvnitř přístroje vyhodnocuje míru aktivity ve svaích a určuje, kdy se tato volní aktivita přibližuje nebo překračuje práh dráždivosti. Když je dosaženo prahu dráždivosti, protéza aktivuje sval pomocí bifázické vlny s šířkou pulzu od 100 do 400 ms. Bezpečnost a účinnost tohoto systému byla opakovaně prokázána bez zjevných nežádoucích účinků (Gabr et al., 2005 in Hara, 2008, p. 6).

#### **8.1.3 UL-EXO7**

UL-EXO7 je rehabilitační tréninkový systém, složený ze tří subsystémů: exoskeletického robota, řídicí jednotky a systému virtuální reality. Robotická ortéza má 7 stupňů volnosti pohybu stejně tak jako lidská horní končetina. Poskytuje pacientovi

pracovní prostor, který pokrývá 95 % skutečného pracovního prostoru člověka a pojme rozsah pohybu potřebný k provedení většiny denních sebeobslužných aktivit. Tři klouby umožňují pohyb v rameni ve smyslu flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/vnější rotace. Pohyb v loketním kloubu je umožněn do flexe/extenze. Distální část ortézy umožňuje pronaci/supinaci, flexi/extenzi, radiální/dorzální dukci. Neobsahuje však komponenty pro izolované pohyby ruky. Rozhraní člověk-přístroj je uskutečněno pomocí čtyř samostatných, šestiosých, silových senzorů umístěných na horní končetině pacienta. Využívá klouby s nízkým třením pro provedení plynulého pohybu. V terapii je možné zvolit program, při kterém robotická konstrukce nadnáší horní končetinu pacienta a tím vyloučí působení gravitační síly (Byl et al., 2013, pp. 343–352).

#### **8.1.4 Robotický systém Gloreha**

Robotický systém Gloreha je využíván pro rehabilitaci paretické ruky. Skládá se z měkkého exoskeletu, který je podobný rukavici. Gloreha se připevňuje na zápěstí a prsty pacienta pomocí popruhů, které se zafixují kolem končetiny suchými zipy. Součástí robota je i hydraulický systém, generující sílu potřebnou pro provedení pasivního pohybu prstů a zápěstí. Výhodou tohoto systému je možnost zcela přesného nastavení parametrů pohybu pro zápěstí i každý prst zvlášť, dle možností a cílů terapie u konkrétního pacienta. Jsou však zapotřebí další studie, které by se zabývaly posouzením změn v měkkých tkáních, prokrvením ruky, stupněm spasticity a dalšími parametry spojenými s využíváním robotického systému Gloreha pro rehabilitaci ruky (Bissolotti et al., 2016, pp. 769–770) (viz Příloha 3–5, ss. 60–61).

## **8.2 Neuromuskulární elektrická stimulace (NMES)**

Povrchová neuromuskulární elektrická stimulace bývá hojně využívána pro facilitaci návratu motorických funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě. Doporučuje se jako bezpečná metoda, vhodná ke zlepšení pohyblivosti horní končetiny po CMP (Kroon et al., 2002 in Malhotra et al., 2012). NMES zvyšuje senzorycký vstup do CNS a prostřednictvím toho urychluje nervovou plasticitu, což vede k rychlejšímu motorickému učení (Bogataj et al., 1995 in Bakhtary et al., 2007, p. 419). Nejčastěji nastavovanými parametry stimulace pro redukci spasticity jsou: frekvence 20–50 Hz; délka impulzu 200–500 ms; náběžná hrana 0,1–0,5 ms; shodný čas kontrakce i doby odpočinku (2 s : 2 s, 5 s : 5 s); doba aplikace 30 minut; 3–5 dní terapie v týdnu; celkem po dobu 2–6 měsíců; frekvence sezení 2krát až 3krát denně (Watson, 2008, p. 248). ES snižuje svalový tonus tím, že způsobuje redukci stretch reflexu, což vede k nižší míře spasticity a schopnosti provedení většího rozsahu pohybu (Hazlewood, 1994 in

Bakhtiary, 2007, p. 419). Mnoho studií potvrdilo efekt NMES v prevenci svalových atrofií, snížení spasticity, zvýšení svalové síly a facilitaci funkčního zotavení pohybu (Malhotra et al., 2013 in Cui et al., 2015, p. 2327). Minulé studie ukázaly, že minimálně 10 hodin aplikace NMES denně v kombinaci s běžnou rehabilitací vede k plnému návratu funkcí horní končetiny u pacientů v akutní fázi po iktu. Ačkoli zvýšení terapie pomocí NMES nad 1 hodinu denně není v běžné klinické praxi uskutečnitelné (Hsu et al., 2010 in Cui et al., 2015, p. 2327). NMES bývá realizována pomocí povrchových elektrod. Inaktivní elektroda je umístěna na těsně pod společným začátkem extenzorové skupiny. Aktivní elektroda je připevněna na dorzální straně předloktí tak, aby stimulace produkovala vyrovnanou extenzi zápěstí bez ulnární či radiální dukce (Pandyan et al., 1997 in Malhotra et al., 2012, p. 581).

### **8.3 Funkční elektrická stimulace (FES)**

FES produkuje elektrické impulzy, za účelem obnovení ztracených nebo porušených motorických funkcí. Typickými parametry stimulace jsou šířka pulzu 100–1000  $\mu$ s a frekvence 10–100 Hz. Amplituda stimulace se mění podle impedance a typu aplikace, ale pro povrchovou FES nastavujeme hodnoty intenzity do 120 mA. FES může být prováděna za pomoci povrchových, perkutánních nebo zcela implantovaných elektrod. Nejvíce se v klinické praxi využívají elektrody povrchové. Povrchové elektrody jsou často aplikovány v párech (bipolárně). Aktivní elektroda je umístěna nad motorickým bodem svalu a indiferentní elektroda je uložena na proximálním nebo distálním konci svalu (Watson, 2008, pp. 317–318). Hlavním funkčním problémem u pacientů po CMP je neschopnost otevřít dlaň pro úchop a uvolnění uchopeného předmětu ze stisku ruky, což je způsobeno oslabenými extenzory zápěstí a prstů nebo spasticitou a ztuhlostí flexorů zápěstí a prstů. Úchop může být tedy limitován nejen neschopností flexorů předmět uchopit, ale také slabostí extenzorů (Lee, 2001 in Turk, 2008, p. 1913). Cyklická stimulace svalů horní končetiny pomocí povrchových elektrod umožňuje repetitivní stimulaci paretických svalů a vede ke zlepšení funkčních schopností horní končetiny (Chae, 2000 in Turk, 2008, p. 1913). Časná aplikace FES na extenzory zápěstí a prstů u pacientů po těžkém iktu s nulovou volní hybností horní končetiny na začátku léčby zvyšuje svalovou sílu extenzorů a sílu úchopu, ale nebyl prokázán významný efekt z hlediska zvětšení rozsahu pohybu. Bylo zjištěno také nevýznamné zlepšení v komplexu funkčních pohybů ruky (ARAT). Zdokonalení v širších aktivitách denního života (BI) zjištěno nebylo (Rosewilliam et al., 2012, p. 1718).



Elektrická stimulace neuromuskulárního systému vyvolá depolarizaci periferního motoneuronu a následně svalovou kontrakci. Indukuje fyziologické změny, které přetrvávají i po skončení stimulace. Facilitují tak plastické změny v průběhu zotavování. Primárním cílem FES je obnovení nebo náhrada ztracených funkcí. Při FES jsou svaly stimulovány koordinovaně tak, aby byla provedena požadovaná funkce (Kottink et al., 2007 in Quandt, Hummel, 2014, p. 1). Konfigurace neuroprotetických systémů využívajících FES se může lišit podle počtu a umístění stimulačních elektrod. Většina studií využívá povrchové elektrody umístěné na pokožce (transkutánní). Mohou se využívat také elektrody perkutánní (Chae et al. 2009 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2). Lze také použít plně implantované elektrody (Knutson et al., 2012 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2). Povrchové elektrody jsou neinvazivní, dají se lehce aplikovat a lze je opakovaně použít. Ačkoli stimulace specifických svalů povrchovými elektrodami může být poměrně neselektivní. Implantované systémy povolují větší selektivitu a stimulaci hlouběji uložených svalů, ale jejich aplikace je invazivní a vyžaduje chirurgii, což je vždy spojeno s rizikem infekce. V transkutánních systémech je aktivní povrchová elektroda umístěna na motorickém bodě svalu, což evokuje žádoucí pohyb nejmenší možnou intenzitou. Při monopolární aplikaci je indiferentní elektroda umístěna na nejméně excitabilní tkáň, například šlachy nebo fascii. Více aktivních elektrod může být odkázáno na jednu indiferentní elektrodu. Při bipolární aplikaci jsou dvě elektrody umístěny ve větší blízkosti, což poskytuje výhodu ve více lokalizovaném elektrickém poli za předpokladu, že každá aktivní elektroda vyžaduje vlastní referenční elektrodu (Malesevic et al., 2012 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2). Vyrábí se také tkané rukávy se zakomponovanými elektrodami, což šetří čas s nastavením a celkovou instalací systému na pacienta (Schill et al., 2011 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2). Ke zlepšení stimulace vede také kombinace neuroprotetických systémů využívajících FES s ortézami, které poskytují stabilitu a přesné vedení kloubů v průběhu pohybu (Makowski et al., 2011 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2). Nastavení parametrů je předmětem diskuze a volí se tak, aby vyvolalo optimální kontrakci svalu, bez diskomfortu, bolesti a kožních iritací. Nastavovanými parametry stimulace jsou amplituda, šířka impulzu, náběžná hrana a frekvence. Parametry FES jsou v rozmezích 20–50 Hz pro frekvenci, 30–500  $\mu$ s pro šířku impulzu a intenzita bývá zvolena menší než 100 mA (Malhotra et al., 2012 in Quandt, Hummel, 2014, p. 2).

Elektrická stimulace svalů přes implantované elektrody poskytuje větší přesnost svalové kontrakce, což umožňuje precizní aktivaci i drobných svalů. Stimulace přes implantované elektrody je spojena s nižší mírou diskomfortu a redukcí problémů s každodenním

nastavováním povrchových elektrod. Radiofrekvenční mikrostimulátory jsou miniaturní jednoprogramové stimulátory, produkující asymetrické bifázické impulzy. Přijímají energii a řídicí signály z externí jednotky přes indukční cívku. Řídicí jednotka váží asi 400 g a je připevněna kolem ruky pomocí dvou manžet. Stimulační parametry jsou nastaveny z osobního počítače a staženy do řídicí jednotky. Aplikace elektrod se provádí minimálně invazivním zákrokem ve sterilním prostředí v lokální anestezii. Optimální umístění elektrod je zjištěno pomocí jehlové EMG týden před implantací elektrod a místa předpokládaného zavedení mikrostimulátorů jsou zaznamenána na pokožku. Nastavení parametrů stimulace probíhá dva týdny po implantaci (Turk, 2008, pp. 1914–1915).

## **8.4 Terapie pomocí ortéz**

Ortéza je definovaná jako externě aplikovaný přístroj, který slouží ke změně strukturálních nebo funkčních vlastností muskuloskeletálního systému (Ponton, 1997 in Gambhir, 2016, p. 1648). Ortéza má funkci biomechanickou (kontrola pozice) a neurofyziologickou (redukce svalového tonu). Používání ortéz u pacientů po iktu se tradovalo už před rokem 1911 (Neuhaus et al., 1981 in Gambhir, 2016, p. 1648). Dlahy se předepisují pro snížení spasticity, prevenci kontraktur, udržení kloubní integrity a zvětšení rozsahu pohybu v kloubu (Gambhir, 2016, p. 1649).

### **8.4.1 Statické ortézy**

Nejčastěji se využívá buď ortéza udržující ruku a zápěstí ve funkčním postavení, nebo ortéza fixující ruku v neutrálním postavení. Oba dva výše uvedené typy se řadí do ortéz palmárních. První typ udržuje zápěstí v neutrálním postavení a palec fixuje v abdukci. Druhý typ drží zápěstí v 30° extenzi a palec v opozici (Adrienne et al., 2011 in Gambhir, 2016, p. 1649). S ohledem na režim používání statických dlah se využívá ve stejné míře jak denní, tak noční dlahování. V mnoha studiích bylo publikováno zvýšení spasticity od doby, co pacienti začali používat statické ortézy, což je vysvětleno senzoricou stimulací palmární plochy ruky, vedoucí k samovolné kontrakci svalů. Vzhledem k těmto poznatkům předepisují někteří odborníci jen dlahy umístěné na dorzální plochu ruky. Na druhou stranu bylo zaznamenáno, že není rozdíl mezi používáním volárních a dorzálních dlah z hlediska snížení spasticity, protože lidé po iktu zřídka vykazují zvýšené kožní reflexy (Gambhir, 2016, pp. 1649–1650).

U pacientů po cévní mozkové příhodě s kontrakturami zápěstí jsou často předepisovány dlahy na noční nošení. Dlahy slouží k prevenci nebo redukci kontraktur zápěstí a zlepšení motorické funkce ruky. Cílem aplikace dlahy je ovlivnit svalovou protažitelnost, a proto je

velmi důležitý stupeň protažení, který by měla aplikovaná dlahu udržovat (Milazzo, Gilen, 1998 in Lannin et al., 2006, p. 111).

Z klinické praxe vyplývá, že značné množství pacientů po iktu, trpí zvýšením bolesti a spasticity od doby, co začali užívat statické ortézy (Turton, Britton, 2005 in Andringa et al., 2013, p. 1). Kvůli tomuto diskomfortu nesmí být ortézy na končetině nasazeny déle jak 8 hodin denně, což u chronických pacientů po iktu vede k jejich nepoužívání a k rozvoji sevřené pěsti a s ní spojených problémů ve vykonávání běžných denních činností. Diskomfort pacientů plynul z fixní pozice zápěstí v ortéze. Když se zvyšuje spasticita, zápěstí a prsty mají tendenci k flexi v rigidní ortéze, což provokuje bolest. Statické ortézy mohou být vhodnou prevencí kontraktur u pacientů, kteří je dobře snášejí. Další výhodou ortéz je jejich nízká pořizovací cena (Andringa et al., 2013, pp. 1–4).

Statické ortézy vyrábí zkušení pracovní terapeutové z nízkoteplotních, biologicky rozložitelných, netoxických materiálů z bavlněné tkaniny s impregnací termoplastické pryskyřice (Pizzi et al., 2005, p. 1856).

#### **8.4.2 Statické progresivní dlahování**

Statické progresivní dlahování využívá neelastické komponenty, jako jsou pásy, napínáky a šrouby, pomocí nichž dlahu uvede kloub do jeho aktuálního konečného rozsahu pohybu a tím může zvýšit pasivní rozsah pohybu v kloubu. Tyto komponenty umožňují progresivní změny v pozici kloubu, beze změn ve struktuře dlahy. Statické progresivní ortézy dovolují úpravu směru nebo úhlu tahu v závislosti na zvýšení pasivního rozsahu pohybu. Pokud jsou správně aplikovány, udržují zkrácené tkáně v jejich maximálním možném protažení. Až se tkáně přizpůsobí, přenastaví se pozice dlahy v závislosti na nově získané maximální délce tkání. Proces pokračuje, dokud pacient nedosáhne požadované délky tkání a rozsahu pohybu v kloubu (Johnson, 1992 in Johnson, 2002, pp. 163–164). Princip dlah je v aplikaci pomalého, dlouhotrvajícího protahování tkání takovým způsobem, který přispěje v reorganizaci tkáně, zvýšení rozsahu pohybu a zlepšení funkce. Využívají se na zvýšení PROM u pacientů, kteří trpí kloubní ztuhlostí. Pokud pacienti dlahu snášejí dobře, je možné ji nosit v průběhu spánku, což přináší pacientovi asi 8 hodin dlahování, které nenarušuje jeho ADL. U pacientů s kontrakturami, kteří mají měkký a pružný konec pohybu, stačí nosit dlahu cca 3–4 hodiny denně a výsledky se dostaví poměrně rychle. Naopak u pacientů s tvrdým zakončením pohybu v kloubu je nutné nosit dlahy až 23,5 hodin denně a je možné sundat je pouze na hygienu. Za úspěšné se považuje zvýšení rozsahu pohybu v kloubu o 5–10° za týden. Někteří nazývají tento

typ dlah „dynamické dlahy“, protože obsahují přenastavitelné komponenty a přizpůsobivé elastické složky. U pacientů se spasticitou mohou být statické progresivní dlahy přínosem, ale je vždy nutné zvážit jejich indikaci. Pacienti se spasticitou často trpí sensorickými a kognitivními poruchami a jsou tak odkázáni na pomoc zdravotnického personálu, který mnohdy není dobře proškolen, aby byl schopný dlahu na končetinu správně umístit (Johnson, 2002, pp. 164–171).

### **8.4.3 Dynamické ortézy**

Značné množství pacientů po iktu začalo trpět nárůstem bolesti a zvýšením spasticity po tom, co začali nosit statické dlahy (Aukje, 2013 in Gambhir, 2016, p. 1650).

Dynamické ortézy využívají pomalé, prolongované svalové protažení a umožňují pohyb zápěstí do flexe při těžkém nástupu spasticity, což se jeví jako vhodnější volba pro některé pacienty po iktu (Andringa et al., 2014, pp. 1–4).

Dynasplint je dynamická progresivní ortéza používaná k remodelaci tkání a terapii kontraktur. Dynasplint napomáhá pomalému prolongovanému protažení, které vede k redukci kontraktur. Pozice extendovaného kloubu může být nastavena a udržena po několik dní, dokud se okolní struktury nepřizpůsobí nové délce. Až dojde k prodloužení okolních struktur, je možné ortézu přenastavit na nově získanou délku a dosáhnout tak většího úhlu extenze až dokud se neobnoví plný rozsah pohybu. Bylo zjištěno, že ortéza Dynasplint může být efektivní intervencí pro zvýšení pasivního rozsahu pohybu v zápěstí a přispívá ke zvýšení volního pohybu u pacientů v chronickém stádiu po CMP (Doucet, Mettler, 2013, p. 1).

Hlavním sporem v aplikaci dlah je, zda umístit dlahu na palmární nebo dorzální plochu dlaně. Někteří věří, že pokud umístíme dlahu na palmární plochu, dojde ke stimulaci flexorů a ke zvýšení jejich spasticity (Milazzo, Gillen, 1998 in Pizzi et al., 2005 p. 1858).

## **8.5 Terapie mimotělní rázovou vlnou**

Nedávné studie ukázaly, že ESW je poměrně novou fyzikální modalitou, která se využívá pro léčbu spasticity při lézích centrálního motoneuronu (Lee et al., 2014 in Dymarek et al., 2016, p. 2). Mimotělní rázová vlna je známá jako bezpečná a efektivní metoda v léčbě širokého spektra muskuloskeletálních poruch. Získané krátkodobé výsledky ukázaly zlepšení míry spasticity ve škále MAS ihned po ukončení rESW terapie u chronických pacientů po CMP a pozitivní výsledky byly zjištěny taky v časech 1 hodinu a 24 hodin po skončení terapie. Při snímání povrchovým EMG bylo zjištěno snížení svalového tonu v m. flexor carpi radialis

a m. flexor carpi ulnaris ihned po skončení rESW terapie. Tento pozitivní výsledek snížení klidové bioelektrické aktivity svalu bylo možné prokázat u m. flexor carpi radialis i jednu hodinu po skončení terapie. U m flexor carpi radialis bylo zjištěno pomocí povrchového EMG snížení svalového tonu i 24 hodin po skočení aplikace rESW. V současných studiích nebyla použita žádná lokální anestezie před aplikací rESW a ani po aplikaci nebyly zaznamenány žádné nežádoucí účinky. Prokázalo se tedy, že jedna samostatná terapie pomocí rESW může být efektivní fyzikální léčbou, která vede ke snížení spasticity horní končetiny a ke zlepšení trofických vlastností spastických svalů (Dymarek et al., 2016, pp. 6–8).

Rázové vlny jsou definovány jako sled jednotlivých zvukových pulzů charakterizovaných vysokotlakými vrcholy (100 MPa), rychlým vzestupem tlaku (10 ns) a krátkým trváním (10  $\mu$ s). Jsou dopravovány příslušným generátorem do specifické cílové oblasti s hustotou energie v rozsahu 0,003–0,890  $\text{Mj/mm}^2$  (Russo et al., 2000 in El-Shamy, Shousha, 2011, p. 127). Manganotti a Amelio uvedli, že léčba rázovou vlnou zaměřená na hypertonické flexory předloktí a interosseální svaly ruky má za výsledek významné snížení svalového tonu u těchto svalů, které přetrvává déle jak 3 měsíce (Manganotti, Amelio, 2005 in El-Shamy, Shousha, 2011, p. 127).

Mechanismus, kterým ovlivňuje rázová vlna spastické svaly, je stále neznámý. Některé studie zkoumaly mechanismus účinku rázových vln, přičemž zjistily, že rázová vlna může indukovat enzymatickou i neenzymatickou syntézu oxidu dusnatého. Oxid dusnatý se podílí na uspořádání nervosvalové ploténky periferního nervového systému, neurotransmisi, paměti a plasticitě synapsí (El-Shamy, Shousha, 2011, p. 131).

## **8.6 Kinesiotaping**

Kinesiotape vynalezl v roce 1973 Dr. Kenzo Kase. Kinesiotape je speciální elastická páska vyrobená z bavlněných vláken bez obsahu latexu, která v sobě nemá žádný léčebný přípravek. Je navržena tak, aby napodoboval elastické vlastnosti svalů, kůže a fascií. Při správné aplikaci kinesiotapu není díky jeho elasticitě omezena pohyblivost měkkých tkání a je podporována funkce ochablých svalů a plný rozsah pohybu v kloubu. Výsledky studií, které se zabývaly účinkem kinesiotapu na abnormální postavení horní končetiny jsou velmi pozitivní. Kinesiotape může pomoci udržet zápěstí, dlaň a palec ve funkčním postavení. Byl prokázán vliv kinesiotapu na redukci spasticity (Sadeghi et al., 2012 in Shamsoddini, 2015, p. 221). Podporuje také aktivní rozsah pohybu zápěstí a prstů (Bahadir et al., 2015 in Shamsoddini, 2015, p. 221).

## 8.7 Mirror therapy

Zrcadlová terapie je účinná jako doplňující terapie ke konvenčnímu rehabilitačnímu programu a přináší zlepšení v oblasti motorického zotavení i funkčního zapojení ruky. Nebyl však prokázán žádný pozitivní efekt na spasticitu. Zrcadlová iluze pohybu na zdravé končetině může nahradit snížené proprioceptivní vnímání, což napomáhá náboru premotorického kortexu a rehabilitaci přes těsné spojení mezi vizuálním vstupem a premotorickými oblastmi (Altschuler et al., 1999 in Yavuzer et al., 2008, p. 396). V průběhu zrcadlové terapie sedí pacient za stolem, na němž je zrcadlo umístěno. Nepostižená končetina se nachází před zrcadlem a postižená končetina za zrcadlem. Při terapii provádí pacient flekční a extenční pohyby zápěstím neafektované končetiny a při tom sleduje pohyby v zrcadle. Vidí tedy obraz nepostižené končetiny. V průběhu terapie jsou pacienti vyzváni, aby se snažili provádět stejné pohyby i postiženou končetinou (Yavuzer et al., 2008, p. 395). Pohyb nepostiženou končetinou a sledování jejího odrazu v zrcadle představuje vizuální zpětnou vazbu, která vede ke korové reorganizaci a obnovení motorických funkcí afektované končetiny. Současné studie dokazují pozitivní efekt mirror therapy na zlepšení hybných funkcí ruky, snížení bolesti a větší samostatnost pacienta v ADL (Duruöz, 2014, p. 112) (viz Příloha 2, s. 59).

## 8.8 Constraint-induced movement therapy (CIMT)

CIMT je neurorehabilitační metoda, která zlepšuje motorické funkce postižené končetiny po CMP (Alberts et al., 2004 in Mickevičiene et al., 2015, p. 16). Program CIMT se skládá z intenzivního motorického tréninku, repetitivních a adaptivních úkolů pro postiženou horní končetinu, zatímco zdravá horní končetina je fixována nehybně v rukavici nebo speciální dlaze. Využití metody CIMT u pacientů po iktu významně zlepšuje hybné funkce ruky, provedení funkčních úkolů a zvyšuje sílu stisku ruky (Mickevičiene et al., 2015, pp. 16,21). CIMT byla založena na iniciálním výzkumu doktora Edwarda Tauba, který proběhl v pozdních 70. a 80. letech 20. století. Teorie CIMT se zakládá na překonání principu „učit se nepoužívat“. Pacient v časném stádiu po iktu začíná kompenzovat pohyb postižené končetiny tím, že se více spoléhá na končetinu zdravou a afektovanou končetinu se „učí nepoužívat“. Tato kompenzace brání funkčnímu zotavení postižené horní končetiny. Trénink CIMT terapie zahrnuje tzv. task practise a shaping. Během task practise konají pacienti běžné denní úkoly a při shapingu se snaží vykonávat speciálně navržené úkoly a další specifické činnosti neboli formování, které se provádějí denně a opakují je vždy 10krát. Je u nich měřen čas. Hlavním cílem shapingu je přimět pacienta používat paretickou končetinu opakovaně, koncentrovaným způsobem, aby

pacient překonal naučené nepoužívání paretické končetiny a byla navozena kortikální reorganizace, daná volným pohybem paretické končetiny. V ČR jsou jediným certifikovaným střediskem pro aplikování metody CIMT Sanatoria Klimkovice (Laská, Holaňová, 2016, ss. 209–210). Účinnost CIMT u pacientů v chronické fázi po iktu je prokázána. Vlivem CIMT dochází k redukci míry spasticity a ke zlepšení hybných funkcí horní končetiny. Přestože jsou zaznamenány pozitivní výsledky po terapii CIMT, neexistuje přesná evidence, zda tyto benefity přetrvávají i dlouhodobě (Duruöz, 2014, p. 111) (viz Příloha 1, s. 59).

## **8.9 Dry needling (Terapie suchou jehlou, DN)**

Terapie suchou jehlou je poměrně nová metoda využívaná fyzioterapeuty pro myofasciální ošetření spouštěcích bodů ve svalech a pro terapii bolestivých syndromů. Tato intervence využívá tenkou jehlu pro penetraci do svalu a ovlivnění nervových, svalových a pojivových tkání, zmírnění bolesti a zlepšení funkce svalu (Dunning et al., 2014 in Ansari et al., 2015, p. 62).

Zlepšení funkce může být vysvětleno na biomechanické úrovni změnami, které nastávají lokálně v pojivových tkáních konkrétního svalu. Spasticita způsobuje strukturální změny a kontraktury ve svalu, které vedou ke ztuhlosti svalu i okolních tkání. Vpichem jehly do spastického svalu lze přerušit integritu kontraktury měkkých tkání a tím dojde k uvolnění odporu, který cítíme při protažení spastického svalu. Účinky DN nemají vliv jen na vpichovanou oblast, ale na celý CNS. Uvolňující efekt, který nastupuje po DN, může být spojený s aktivací inhibičního kontrolního systému bolesti. Jsou však zapotřebí další studie, které by se věnovaly výzkumu vlivu DN na spasticitu po CMP (Ansari et al., 2015, pp. 61–65).

## Diskuze

Carda a Molteni ve své studii prokázali, že terapie pomocí BTX-A spojená s adhezivním tejpem (skupina A) je účinnější než terapie kombinující dlahování a elektrostimulaci (skupina B). Zjistili, že při aplikaci BTX-A a následném tejpování, dochází k vyšší redukci spastické hypertonie. Spasticita u pacientů byla měřena dle stupnice MAS. Snížení spasticity bylo prokázáno v obou skupinách, avšak k výraznějšímu i rychlejšímu poklesu spasticity došlo u skupiny s doplňkovou terapií pomocí tejpingu. Lepší efekt u skupiny A může být vysvětlen faktem, že adhezivní tejp pravděpodobně poskytuje více protrahovaný strečink svalu než dlaha. Dlaha také může být opakovaně přemístěna pacientem nebo ošetřovatelem, což u tejpů není možné, a právě to ho dělá efektivním. Jednou z hypotéz je, že prolongované protažení má za následek větší internalizaci BTX-A, a tedy i více pozitivní vliv na reologické vlastnosti spastického svalu. Studie se zúčastnilo 65 pacientů se spasticitou horní končetiny, kterým byl aplikován botulotoxin nejméně do dvou z těchto uvedených svalů: flexor carpi ulnaris (FCU), flexor carpi radialis (FCR), flexor digitorum superficialis (FDS), flexor digitorum profundus (FDP). Čas od uplynutí akutní příhody (CMP, kraniotraumat, atd...) musel být u sledovaných pacientů nejméně 3 měsíce. Adhezivní tejp byl umístěn na zápěstí a prsty, čímž bylo dosaženo trakce hypertonických svalů pomocí pruhů tejpů. Proužky musely být jemně, ale pevně připevněny pro dosažení požadované pozice – plné elongace spastického svalu. Tejp je pravděpodobně pro pacienta se spastickou rukou více pohodlný, protože není rigidní jako dlaha. V této studii byl aplikován na dobu šesti dní a denně kontrolován. Termoplastická palmární dlaha u skupiny B byla použita pro maximální protažení a kombinována s technikami strečinku a elektrostimulací. Při elektrostimulaci, která trvala 1 hodinu denně, byla zvolena délka impulzu 10 s, frekvence 50 Hz a šířka impulzu 300  $\mu$ s (Carda, Molteni, 2005, pp. 621–626).

Malhotra et al. závěrem své studie zjistili, že povrchová neuromuskulární elektrická stimulace neprokázala žádný efekt na spasticitu flexorů zápěstí a prstů. Elektrická stimulace antagonistické svalové skupiny (extenzorů zápěstí) redukovala spasticitu flexorů pouze dočasně přes spinální inhibici. Tento efekt trval jen po dobu průběhu stimulace, avšak po ukončení terapie všechny tyto účinky vymizely. Bylo tedy shrnuto, že povrchová neuromuskulární elektrická stimulace nemá žádné dlouhodobé účinky na ovlivnění spasticity. Jednalo se o randomizovanou, kontrolní studii, které se účastnilo 90 pacientů, z nichž 85 trpělo spasticitou. Pacienti absolvovali NMES terapii 5 dní v týdnu, po 2 terapiích za den. Jedno terapeutické sezení trvalo 30 minut. Kontrakce svalu probíhala 15 s a relaxace stejný čas. Šířka impulzu byla stanovena na 300  $\mu$ s a frekvence 40 Hz. Náběžná hrana impulzu trvala 6 s a sestupná hrana také



6 s. Intenzita stimulace byla zvolena tak, aby bylo dosaženo celého rozsahu pohybu bez bolesti a únavy (Malhotra et al, 2012, pp. 587–588).

Nedávné studie prokázaly kladný efekt 12hodinové aplikace NMES na extenzory zápěstí. Z důvodu časové náročnosti probíhala terapie v průběhu spánku. Bylo zaznamenáno významné zlepšení hybnosti distální části horní končetiny dle stupnice ARAT. Výsledky 12hodinové NMES dopadly mnohem lépe v porovnání s aplikací 30minutové NMES na extenzory zápěstí s intenzitou dostatečnou pro provedení maximální extenze zápěstí. Ke stimulaci byly použity pravoúhlé impulzy s šířkou impulzu 300  $\mu$ s, frekvencí 40 Hz a náběžnou i sestupnou hranou 1 s. Povrchové elektrody o velikosti 5  $\times$  5 cm byly umístěny nad motorickými body extenzorů zápěstí. Intenzita byla zvolena tak, aby došlo k provedení pouze minimální kontrakce, bez zjevného pohybu v kloubu (Cui, 2015, pp. 2327–2331).

Yıldızgören et al. vytvořili studii, zabývající se účinkem NMES na spasticitu flexorů zápěstí a prstů a na funkci ruky u pacientů s jednostrannou mozkovou obrnou. Účastnilo se 24 dětí ve věku 5–14 let, které byly rozděleny na skupinu s terapií NMES a kontrolní skupinu. Obě skupiny absolvovaly konvenční cvičení a používaly volární statickou ortézu po dobu 6 týdnů (5 dní v týdnu) a skupina s NMES měla navíc 30 minut denně elektrickou stimulaci extenzorů zápěstí. Závěrem bylo zjištěno, že NMES jako doplněk konvenční terapie vede ke zlepšení funkcí spastické ruky, zvýšení pasivního rozsahu pohybu zápěstí a snížení míry spasticity ve flexorech zápěstí a prstů (Yıldızgören et al, 2014, pp. 360–364).

Ačkoliv BTX-A dokáže redukovat spasticitu, jeho aplikace samotná nevede k plnému zotavení z paralýzy. Pro dosažení neurorehabilitace můžeme využít funkční elektrickou stimulaci (FES) po aplikaci BTX-A. Všichni sledovaní pacienti podstoupili pravidelná terapeutická sezení, při kterých byla prováděna FES pod EMG kontrolou, celkem po dobu čtyř měsíců. Pacienti procvičovali v průběhu terapie různé úkoly, například zvedání malých balónek nebo kostek. Byl využit přenosný, dvoukanálový neuromuskulární stimulator, který může být používán pro vyvolání extenze zápěstí a prstů či flexe ramene v průběhu koordinovaného pohybu. Stimulátor nepracuje, pokud jsou svaly neaktivní. Pacienti byli tedy vyzváni, aby provedli aktivní extenzi prstů a přístroj přes povrchové elektrody detekoval EMG signál z aktivovaných svalů. Tyto určené svaly byly elektricky stimulovány těmi samými povrchovými elektrodami, které detekovaly EMG signál. Amplituda stimulace je úměrná amplitudě nalezené 25 ms po stimulačním pulzu, ve kterém jsou přítomny stimulační artefakty

a M-vlna. EMG-FES systém je schopný kontinuálního záznamu stimulovaných svalů (Hara et al., 2008 in Tsuchiya et al., 2016, p. 17).

Povrchové elektrody o rozměru 4 × 4 cm byly umístěny na motorické body flexorových a extenzorových svalů zápěstí na postižené končetině ve vzdálenosti 4–5 centimetrů od mediálního a laterálního epikondylu. Pacienti absolvovali 10 cvičení po 1 hodině, rozdělených do 2 týdnů (5 cvičení týdně). V průběhu cvičení pacienti prováděli úkoly, které byly facilitovány pomocí FES přístroje. Pohyb indukoval bifázický elektrický proud s frekvencí 50 Hz a šířkou impulzu 300 μs. Vzestupná hrana činila 2 s a sestupná hrana taktéž 2 s. Intenzita byla regulována tak, aby došlo ke vzniku optimální svalové kontrakce svalů zápěstí. Pacienti prováděli hrubé i jemné pohyby a úchopy na pracovní stanici ARAT. Vždy byly prováděny 3 sety úkolů a v každém setu bylo 5 opakování. Mezi sety měli pacienti pauzu 2 minuty a mezi jednotlivými opakováními úkolů v setu trvala pauza 10 s, aby se předešlo svalové únavě. Po skončení léčby došlo u všech pacientů ke zlepšení funkcí afektované horní končetiny ve všech testovaných úkolech hodnocených podle stupnice ARAT (Bustamante et al., 2016, p. 3).

Z jiného EBM zdroje bylo zjištěno, že 4týdenní noční nošení statické zápěstní dlahy na zvýšení protažitelnosti flexorů zápěstí a prstů nepřineslo očekávaný výsledek a nevedlo tedy ke zvýšení protažitelnosti daných svalů. Studie se zúčastnilo 63 pacientů po prodělaném iktu. Byli rozděleni do tří skupin, z nichž jedna měla zápěstí v dlaze uloženo v neutrální poloze (0°–10° extenze), druhá v maximální extenzi (více než 45°, MP a IP klouby byly dlahovány v extenzi) a ve třetí skupině pacienti dlahování vůbec nepodstoupili. Ani u jedné skupiny nedošlo k prevenci ztráty rozsahu pohybu či k redukci míry spasticity. Nenašel se tedy žádný kladný rozdíl mezi zápěstím, které bylo dlahováno a mezi zápěstím, na které dlaha aplikována nebyla (Lannin et al., 2007, pp. 111–115).

Pizzi et al. studovali vliv ortéz na snížení míry spasticity ruky. Pacienti měli ruku a zápěstí v ortéze nastavené do funkční klidové pozice. Zápěstí spočívalo v 30° dorzální flexi se zachovanou příčnou klenbou ruky, palec byl v abdukci a opozici a prsty v 45° stupňové flexi v MP i IP kloubech. Ortéza byla pevně fixována samopřilnavými popruhy, umístěnými na dorzální straně ruky, zápěstí a předloktí. Pacienti dostali pokyn nosit ortézy nejméně 90 minut denně. Po dobu nošení ortézy se po pacientech požadovalo udržení klidového režimu nejlépe v pozici vsedě. Při používání ortéz nebyly zjištěny žádné kožní iritace. Došlo ke zvýšení pasivního rozsahu pohybu v zápěstí z původních 123° na 143°. Měření prokázalo větší zlepšení

pohybu do extenze. Závěrem studie bylo zjištěno prokazatelné snížení spasticity a bolesti (Pizzi et al., 2005, pp. 1856–1858).

V randomizované dvojitě zaslepené klinické studii, která porovnávala účinnost BTX-A a tinazidinu na snížení spasticity flexorů zápěstí a prstů se ukázalo, že oba dva způsoby léčby vedou ke snížení míry spasticity na horní končetině, avšak více efektivní a bezpečnější se jeví léčba pomocí BTX-A. Studie probíhala od roku 2010 do roku 2012 a účastnilo se jí 68 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou stejně početných skupin a prošli základním vyšetřením pro zhodnocení míry spasticity a funkčních schopností ruky podle škály MAS a ARAT. Obě dvě sledované skupiny absolvovaly stejný rehabilitační program, který se skládal z 45–60 minut posilování, protahování, pasivních pohybů, elektrické stimulace a vytrvalostního cvičení. Terapeutické jednotky probíhaly 3krát týdně. Ve skupině léčené BTX-A byly na začátku studie pacientům aplikovány injekce botulotoxinu do hlavních spastických svalů na začátku studie a opětovná aplikace se konala ještě po 12 týdnech od první aplikace. K léčbě byl použit preparát Dysport 500 U a pro aplikaci byly zvoleny m. flexor carpi radialis (50–100U), m. flexor carpi ulnaris (50–100 U) a m. flexor digitorum profundus (100–150 U). U pacientů léčených tinazidinem byl použit preparát Sirdalude (Novartis) s počáteční dávkou 2 mg, která se každý týden zvyšovala o 2 mg až do dvanáctého týdne, kdy dávka dosáhla 24 mg a tato dávka byla podávána po dobu dalších dvanácti týdnů. Všichni pacienti byli obeznámeni s možnými nežádoucími účinky. V případě BTX-A se mezi možné nežádoucí účinky řadí svalová slabost, bolest v místě vpichu nebo krvácení. U pacientů, kteří užívají tinazidin, se zase může objevit: nevolnost, zvracení, nízký krevní tlak, únava, sucho v ústech a závratě. Průměrné výsledky ukázaly snížení spasticity flexorů lokte a zápěstí na škále MAS z původních 3,32 a 3,13 na 1,79 a 1,56 po 24 týdnech léčby. Skupina léčená tinazidinem měla počáteční hodnoty spasticity flexorů lokte a zápěstí 2,79 a 2,77 a po 24 týdnech se snížily na 2,32 a 2,31 dle MAS. Simpson et al., naopak ve své studii zhodnotili, že tinazidin nemá efektivní účinky v terapii spasticity horní končetiny po cévní mozkové příhodě. Tento fakt byl zdůvodněn tím, že nebylo dosaženo terapeutické dávky tinazidinu, kvůli výskytu nežádoucích účinků. Naproti tomu Gelber et al. publikovali studii, které se účastnilo 47 pacientů a bylo jim podáno v průměru 20 mg tinazidinu denně, což dle jejich výsledků vedlo k významné redukci svalového tonu (Yazdchi et al., 2013, pp. 47–49).

Basaran et al. jsou autoři studie, která se snažila stanovit efekt volárních a dorzálních dlah na spasticitu flexorů zápěstí u lidí po cévní mozkové příhodě. Studie se zúčastnilo 39 pacientů, kteří byli rozděleni na experimentální a kontrolní skupinu a obě dvě skupiny podstoupily

domácí cvičební program. Spasticita byla měřena podle škály MAS a také elektromyograficky, sledováním latence H-vlny a koeficientu  $H_{max} : M_{max}$  u musculus flexor carpi radialis. Bylo zjištěno, že hodnoty spasticity se příliš nelišily mezi experimentální a kontrolní skupinou (Basaran et al., 2012, pp. 329–337).

Účelem další studie bylo zjistit účinek volárních statických dlah na spasticitu a funkci horní končetiny u dospělých pacientů s hemiplegií. Studii absolvovalo 15 pacientů, kteří nosili volární dlahu po dobu dvou měsíců (2 hodiny denně a 4 hodiny v noci). Dlahu udržovala 10° extenzi zápěstí, extenzi prstů, abdukci a opozici palce. Spasticita byla měřena dle škály MAS. Bylo zjištěno výrazné snížení míry spasticity po dvouměsíčním nošení volární dlahy. Taktéž došlo ke zvýšení rozsahu pasivního pohybu v zápěstí, což bylo ověřeno pomocí goniometru (Abdolvahab et al., 2010, pp. 9–18).

Picelli et al. ve své randomizované studii zkoumali účinnost botulotoxinu v závislosti na způsobu jeho aplikace. Předmětem zkoumání byla manuální injekční aplikace, aplikace pod vedením elektrické stimulace a také zavedení botulotoxinu pod ultrasonografickou kontrolou. Do studie se zapojilo 60 pacientů v chronickém stádiu po CMP se spasticitou zápěstí a prstů. Pacienti byli rozděleni do tří skupin a byl jim aplikován BTX-A do nejméně dvou následujících svalů: FCU, FCR, FDS, FDP. Po čtyřech týdnech od injekční aplikace bylo provedeno kontrolní měření pomocí MAS a Tardieho škály a byl zjištěn prokazatelně lepší účinek BTX-A u skupiny, kterým byl aplikován BTX-A pod vedením elektrické stimulace a pod ultrasonografickým vedením oproti manuální aplikaci, u které se aplikující specialista orientuje prostou palpací. Rozdíl mezi účinností BTX-A u skupin s elektrickou stimulací a ultrasonografií nebyl zaznamenán. Bylo tedy shrnuto, že instrumentální vedení injekce botulotoxinu vede ke zlepšení výsledku jeho působení při aplikaci do spastických svalů předloktí (Picelli et al., 2014, pp. 1042–1045).

Terapie mimotělní rázovou vlnou se ukázala být účinnou metodou v redukci spasticity. Prokázala to randomizovaná, placebem kontrolovaná studie, které se účastnilo 60 osob, rozdělených do 3 skupin. Jedna skupina absolvovala 3 terapie mimotělní rázovou vlnou v průběhu tří týdnů, druhá skupina absolvovala jednu terapii mimotělní rázovou vlnou a třetí skupina dostala tři placebo terapie mimotělní rázovou vlnou. Ve srovnání se skupinou placebo, došlo u obou experimentálních skupin k redukci míry spasticity. U skupiny, která absolvovala 3 terapie trval efekt 16 týdnů a u skupiny, která měla pouze jednu terapii efekt přetrval po dobu

8–12 týdnů. Terapie mimotělní rázovou vlnou byla cílena na FCU, FCR (1500 výbojů, 3.5 bar, 5 Hz) a šlachy dlouhého flexoru prstů (400 výbojů, 3 bar, 5 Hz) (Li et al., 2016, pp. 9–99).

Jiná studie publikovala snížení svalového tonu u dětí po mozkové příhodě se spasticitou flexorů předloktí a ruky. Došlo k signifikantnímu snížení spasticity, což bylo zjištěno na škále MAS. Při léčbě bylo aplikováno 1500 výbojů k léčbě spasticity flexorů předloktí přímo do středu svalového bříška a 800 výbojů do každého z interosseálních svalů ruky. Aplikovaná energie činila 0,03 MJ/mm<sup>2</sup> a frekvence byla stanovena na 10 Hz. Díky využívání nízké energie je terapie zcela nebolestivá a není zapotřebí použít lokální anestezii nebo analgetické léky (El-Shamy, 2011, p. 127).

Troncati et al. prováděli studii, zaměřující se na dlouhodobý účinek mimotělní rázové vlny na hybnost a spasticitu horní končetiny u pacientů s chronickou hemiplegií. Bylo vybráno 22 pacientů, kteří absolvovali dvě terapie mimotělní rázovou vlnou. Pacienti byli měřeni na začátku, poté bezprostředně po skončení celé terapie a následně po dalších 3 a 6 měsících po terapii. K měření míry spasticity sloužila škála MAS. Bylo shrnuto, že 2 terapie mimotělní rázovou vlnou mají dlouhodobý efekt na snížení svalového tonu a zmírnění motorického deficitu (Troncati et al., 2013, pp. 399–405).

Kagawa et al., ve své studii prokázali, že CIMT má pozitivní vliv na snížení spasticity u pacientů s hemiparézou po CMP. Dvoutýdenní studii absolvovalo 10 pacientů, kteří podstoupili denně 5 hodin terapie prostřednictvím CIMT. RBH probíhala 5krát týdně. Hodnoty spasticity se měřily podle MAS a F-latence a F/M koeficient byly změřeny elektromyograficky (Kagawa, 2013, pp. 364–370).

Případová studie z roku 2015 publikovala efekt terapie suchou jehlou na ovlivnění spasticity u 53letého pacienta, který byl t.č. 13 let po ischemické CMP a jako následek této ataky mu zůstala přetrvávající pravostranná hemiparéza. Pacient v rámci studie podstoupil jednu terapii pomocí hloubkové aplikace suché jehly, která mu byla vpichována do PT, FCR a FCU. Mechanismus vpichu se zakládal na vedení jehly hluboko pod kůži, přesně kolmo na povrch končetiny. V každém z výše uvedených svalů byla jehla ponechána 1 minutu. Pro zavedení jehly sloužila metoda rychlého vpichu a rychlého vytažení. Po léčbě nastalo významné zlepšení míry spasticity a možnosti provedení volního pohybu afektovanou rukou (Ansari et al., 2015, pp. 61–65).

U dětí se spasticitou po DMO omezuje palec fixovaný v dlani funkci ruky, protože brání somatosenzorickému vstupu. Keklicek et al. se ve své studii zabývali vlivem aplikace

palmárního palcového tejpů na funkci spastické ruky u dětí po DMO. Do studie se zapojilo 45 dětí, které byly následně rozděleny do tří skupin. V první skupině měly děti na kůži aplikovaný tejp bez použití tahu. U dětí v druhé skupině se využilo větší natažení tejpů než u skupiny předchozí. Třetí skupina dětí sloužila jako kontrolní. Pro měření funkcí spastické horní končetiny byl vybrán test devíti kolíků a test složení devíti částí puzzle. Autoři studie závěrem shrnuli, že tejp může být efektivní volbou pro repozici spastického palce a udržení jeho korektního postavení, čímž dochází ke zlepšení sensorického vstupu a tím i ke zdokonalení funkce spastické končetiny (Keklicek et al., 2015, pp. 27–33).

Cílem prospektivní randomizované studie bylo ověřit vliv roboticky asistované rehabilitace ruky na změnu manipulativní funkce a hodnot spasticity horní končetiny u pacientů se spastickou parézou ruky. Do studie se zapojilo 40 pacientů po CMP se spastickou parézou horní končetiny, z nichž dva pacienti studii nedokončili. Modifikovaná Ashworthova škála prstů byla u pacientů před terapií v rozmezí hodnot 1–3. Studie probíhala celkem 8 týdnů. V experimentální skupině byla ke konvenční antispastické terapii a rehabilitaci přidána ještě robotická rehabilitace pomocí robota Gloreha Profesional II (robotická terapie trvala 2,5 hodin týdně). V kontrolní skupině probíhala konvenční komplexní terapie a rehabilitace, a to aplikace BTX frakcioně 150 Sj + 150 Sj (Dysport) do spastických povrchových a hlubokých flexorů prstů (flexor digitorum superficialis, flexor digitorum profundus), fyzioterapie 5 hodin/týdně a ergoterapie 2,5 hodiny/týdně. Hodnocení pacientů se řídilo stupnicí MAS a škálou SVH. Studie zaznamenala pozitivní výsledky ve zmírnění spasticity prstů a zlepšení úchopových a manipulativních funkcí ruky. Lepších výsledků bylo dosaženo v experimentální skupině (s terapií pomocí robota Gloreha Profesional II), a to jak v hodnotách signifikantní změny MAS při hodnocení spasticity, tak i v hodnotách SVH při hodnocení funkce ruky (Konečný et al., 2017, ss. 20–21).

Úkolem nové studie z roku 2017 bylo zhodnotit, zda má terapie spasticity horní končetiny pomocí parafínu klinicky významnou hodnotu. Studii absolvovalo 52 pacientů, kteří byli rozděleni do experimentální skupiny (n=27) a placebo skupiny (n=25). Hodnocení míry spasticity probíhalo během pasivního pohybu dle stupnice MAS. Výsledná měření byla provedena v čase 0, 2 a 4 týdny od začátku terapie. Dle stupnice MAS došlo k významnému snížení míry spasticity u experimentální skupiny v porovnání se skupinou užívající placebo. Terapie pomocí parafínu je typ neinvazivní terapie, sloužící k redukci spasticity po cévní mozkové příhodě (Wang et al., 2017, pp. 36–44).

## Závěr

Cílem této práce bylo shrnout dostupné formy terapie spasticity ruky a prokázat, zda jsou tyto metody efektivní či nikoli. Práce podává přehled o starších i nových typech léčby, které se využívají v terapii spasticity ruky. Podle množství všech zde uvedených metod je zřejmé, že v léčbě spastické ruky můžeme vybírat z široké škály postupů, kterými se dá spasticita více či méně ovlivnit. Je jistě důležité srovnat také finanční nákladnost léčby v poměru s očekávanými výsledky, vždy individuálně u konkrétního pacienta. Terapie spasticity je složitý proces, kterým by se měli zabývat odborníci z různých oborů. Velmi důležitou roli hraje spolupráce lékaře, fyzioterapeuta, ergoterapeuta, ošetrovatelského personálu, rodiny pacienta a v první řadě snaha a odhodlání pacienta samotného. Terapie spasticity je stále velmi konzultovanou problematikou, protože dochází k nárůstu počtu osob s neurologickým postižením a věková hranice těchto osob se stále snižuje. Je tedy snahou dosáhnout co nejlepšího výsledku v léčbě spastické ruky, aby mohl být člověk potýkající se s tímto omezením co nejvíce soběstačný a nejlépe plně navrácen do sociálního života.

V dnešní terapii spasticity ruky se využívají stále ortézy, které představují poměrně starší typ léčby. Existuje mnoho studií o efektivitě i selhání dlah v terapii spastické ruky, ale i přes množství negativních studií se dlahy nepřestaly používat, snad i kvůli jejich cenové dostupnosti. Přesto vznikají nadále nové a nové léčebné metody, využívající hojně technického vybavení, bohužel ale patří k těm nákladnějším způsobům ovlivnění spasticity, na které některá pracoviště nemají potřebné vybavení. Mezi nové metody patří například CIMT, která nemá dlouhou historii, avšak už dnes existuje mnoho studií na podkladu EBM, které dokazují efektivitu a přínos této léčby na snížení spasticity. Novým přístupem v terapii spasticity ruky je také aplikace suché jehly do svalu, dříve využívaná pro odstranění spoušťových bodů, avšak jak současné studie dokazují, vliv této metody na spasticitu ruky je zcela prokazatelný. Je ovšem potřeba dalších studií s větším počtem osob, aby se daly přesně stanovit výsledky této léčby.

Z pohledu EBM existuje mnoho studií od autorů z celého světa, které se touto problematikou zabývají. Je tedy zřejmé, že je snahou odborníků, aby v budoucnosti dosáhli takové léčby, která bude vést k co největšímu zotavení a schopnosti spastickou ruku opět plně využívat.

## Referenční seznam

ABDOLVAHAB, M., BAKHERI, H., MEHDIZADEH, H., OLIAEIE, G., JALILI, M., FAGHIHZADEH, S. *Effects of volar static splint on function and spasticity of upper extremity of hemiplegic adults*. In Journal of Medical Council of Islamic Republic of Iran [online]. 2010, vol. 28, no. 1, [cit. 2017-01-27]. pp. 9–18. Dostupné na WWW:< <https://www.cabdirect.org/cabdirect/abstract/20103207113>>. ISSN 1562-1073.

ANDRINGA, A., PORT, I., MEIJER, J. *Long-Term Use of a Static Hand-Wrist Orthosis in Chronic Stroke Patients: A Pilot Study*. In Stroke Research and Treatment [online]. 2013, vol. 2013, February 2013, [cit. 2017-02-02]. pp. 1–5. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3600191/>>. ISSN 2042-0056.

ANSARI, N., NAGHDI, S., FAKHARI, Z., RADINMEHR, H., HASSON, S. *Dry needling for the treatment of poststroke muscle spasticity: A prospective case report*. In NeuroRehabilitation [online]. 2015, vol. 36, no. 1, [cit. 2017-03-05]. pp. 61–65. Dostupné na WWW:< <http://content.iospress.com/articles/neurorehabilitation/nre1192>>. ISSN 1878-6448.

BAKHEIT, A., FEDOROVA, N., SKOROMETS, A., TIMERBAEVA, S., BHAKTA, B., COXON, L. *The beneficial antispasticity effect of botulinum toxin type A is maintained after repeated treatment cycles*. In Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry [online]. 2004, vol. 75, no. 11, February 2004, [cit. 2016-12-02]. pp. 1558–1561. Dostupné na WWW:< <http://jnnp.bmj.com/content/75/11/1558.full>>. ISSN 1468-330X.

BAKHTIARY, A., FATEMY, E., *Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study*. In Clinical Rehabilitation [online]. 2008, vol. 22, no. 5, May 2008, [cit. 2017-02-07]. pp. 418-425. Dostupné na WWW:< <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215507084008>>. ISSN 1477-0873.

BARNES, M., JOHNSON, G. *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 2008, 253 s. ISBN 978-052-1689-786.

BASARAN, A., EMRE, U., KARADAVUT, K., BALBALOGLU, O., BULMUS, N. *Hand Splinting for Poststroke Spasticity: A Randomized Controlled Trial*. In Topics in Stroke Rehabilitation [online]. 2012, vol. 19, no. 4, December 2014, [cit. 2017-02-18]. pp. 329–337. Dostupné na WWW:< <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1310/tsr1904-329>>. ISSN 1945-5119.



BASTLOVÁ, P. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Univerzita Palackého, 2015, 102 s. ISBN 978-80-244-4640-0.

BERTRAND, A.M., FOURNIER, K., BRASEY, W. M., KAISER, M., FRISCHKNECHT, R., DISERENS, K. *Reliability of maximal grip strenght measurements and grip strenght recovery following a stroke*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2015, vol. 28, no. 4, May 2015, [cit. 2016-10-22]. pp. 356–63. Dostupné na WWW:< [http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(15\)00091-5/abstract](http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(15)00091-5/abstract)>. ISSN 0894-1130.

BISSOLOTTI, L., VILLAFANE, J. H., GAFFURINI, P., ORIZIO, C., VALDES, K., NEGRINI, S. *Changes in skeletal muscle perfusion and spasticity in patients with poststroke hemiparesis treated by robotic assistance (Gloreha) of the hand*. In *The Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, vol. 28, no. 3, March 2016, [cit. 2016-10-17]. pp. 769–73. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4842437/>>. ISSN 2187-5626.

BOHANNON, R., SMITH, M. *Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity*. In *Physical Therapy* [online]. 1987, vol. 67, no. 2, February 1987, [cit. 2016-11-28]. pp. 206–207. Dostupné na WWW:< [http://www.greatseminarsonline.com/course\\_documents/six/interrator.pdf](http://www.greatseminarsonline.com/course_documents/six/interrator.pdf)>. ISSN 1538-6724.

BRÚHNOVÁ, L. *Testování úchopu jako základ pro nácvik úchopových forem*. In *Rehabilitácia* [online]. 2002, vol. 35, no. 2, [cit. 2017-01-26]. ss. 102–104. Dostupné na WWW:< <http://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/2REH2002-m.pdf>>. ISSN 0375-0922.

BUSTAMANTE, C., BREVIS, F., CANALES, S., MILLÓN, S., PASCUAL, R. *Effect of functional electrical stimulation on the proprioception, motor function of the paretic upper limb, and patient quality of life: A case report*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2016, vol. 29, no. 4, June 2016, [cit. 2017-02-03]. pp. 507–514. Dostupné na WWW:< [http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(16\)30122-3/fulltext](http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(16)30122-3/fulltext)>. ISSN 0894-1130.

BYL, N., ABRAMS, G., PITSCH, E., FEDULOW, I., KIM, H., SIMKINS, M., NAGARAJAN, S., ROSEN, J. *Chronic stroke survivors achieve comparable outcomes following virtual task specific repetitive training guided by a wearable robotic orthosis (UL-EXO7) and actual task specific repetitive training guided by a physical therapist*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2013, vol. 26, no. 4, October-December 2013, [cit. 2017-03-15]. pp. 343–352. Dostupné na WWW:< <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0894113013000720>>. ISSN 0894-1130.

CARDA, S., MOLTENI, F. *Taping versus electrical stimulation after botulinum toxin type A injection for wrist and finger spasticity. A case-control study*. In *Clinical Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 19, no. 6, September 2005, [cit. 2017-11-17]. pp. 621–626. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Carda%2C+Molteni+2015+621-626>>. ISSN 1477-0873.

CARR, J., SHEPHERD, R. *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*. 2nd edition. Churchill Livingstone Elsevier. 2010, 362 s. ISBN 978-0-7020-4468-7.

COREY-BLOOM, J., WOLFSON, T., GAMST, A., JIN, S., MARCOTTE, T., BENTLEY, H., GOUAUX, B. *Smoked cannabis for spasticity in multiple sclerosis: a randomized, placebo-controlled trial*. In *Canadian Medical Association journal* [online]. 2012, vol. 184, no. 10, July 2012, [cit. 2016-10-22]. pp. 1143–1150. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3394820/pdf/1841143.pdf>>. ISSN 0820-3946.

CUI, B., WANG, D., QUI, J., HUANG, L., ZENG, F., ZHANG, Q., SUN, M., LIU, B., SUN, Q. *Effects of a 12-hour neuromuscular electrical stimulation treatment program on the recovery of upper extremity function in sub-acute stroke patients: a randomized controlled pilot trial*. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, vol. 27, no. 7, July 2015, [cit. 2017-02-06]. pp. 2327–2331. Dostupné na WWW:< [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/27/7/27\\_jpts-2015-190/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/27/7/27_jpts-2015-190/_article)>. ISSN 0915-5287.

DIETZ, V., SINKJAER, T. *Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics*. In *The Lancet Neurology* [online]. 2007, vol. 6, no. 8, August 2007, [cit. 2016-11-29]. pp. 725–733. Dostupné na WWW:< <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S147444220770193X>>. ISSN 1474-4422.

DOUCET, B.M., METTLER, J.A. *Effects of a Dynamic Progressive Orthotic Intervention for Chronic Hemiplegia: A Case Serie*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2013, vol. 26, no. 2, September 2013, [cit. 2017-02-02]. pp. 139–147. Dostupné na WWW:<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4163551/>>. ISSN: 0894-1130.

DURUÖZ, M. T. *Hand Function*. Springer, 2014, 251 s. ISBN 978-1-4614-9448-5.

DYMAREK, R., TARADAJ, J., ROSINCZUK, J. *Extracorporeal Shock Wave Stimulation as Alternative Treatment Modality for Wrist and Fingers Spasticity in Poststroke Patients: A Prospective, Open-Label, Preliminary Clinical Trial*. In *Journal of Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. 2016, vol. 2016, June 2016, [cit. 2017-03-02]. pp. 1–10. Dostupné na WWW:<<https://www.hindawi.com/journals/ecam/2016/4648101/abs/>>. ISSN 2156-5899.

EHLER, E. *Spasticita-klinické škály*. In *Neurologie pro praxi* [online]. 2015, vol. 16, no. 1, December 2014, [cit. 2016-11-05]. ss. 20–23. Dostupné na WWW:<<http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/05.pdf>>. ISSN 1803-5280.

EL-SHAMY, S., SHOUSHA, T. *Efficacy of Shock Wave Therapy on Spasticity and Hand Function in Children with Cerebral Palsy*. In *Bulletin of Faculty of Pharmacy, Cairo University* [online]. 2011, vol. 16, no. 1, January 2011, [cit. 2017-02-04]. pp. 127–133. Dostupné na WWW:<[https://www.researchgate.net/publication/259678132\\_Efficacy\\_of\\_Shock\\_Wave\\_Therapy\\_on\\_Spasticity\\_and\\_Hand\\_Function\\_in\\_Children\\_with\\_Cerebral\\_Palsy](https://www.researchgate.net/publication/259678132_Efficacy_of_Shock_Wave_Therapy_on_Spasticity_and_Hand_Function_in_Children_with_Cerebral_Palsy)>. ISSN 1110-0931.

GAMBHIR, P. *Evidence Base of Stroke and Hand Splinting*. In *International Journal of Science and Research* [online]. 2016, vol. 5, no. 2, February 2016, [cit. 2017-03-08]. pp. 1648–1651. Dostupné na WWW:<<https://pdfs.semanticscholar.org/a1b4/fc3d1bb6d2c0aa75542bbbb8ca19e19169a2.pdf>>. ISSN 2319-7064.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M., JECH, R. *Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy*. In *Rehabilitace & Fyzikální lékařství* [online]. 2015, vol. 22, no. 3, [cit. 2017-04-05]. pp. 101–127. Dostupné na WWW:<<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=92cebd22-b4d5-4cdf-9334-a36e931a72aa%40sessionmgr4006&vid=0&hid=4105>>. ISSN 1211-2658.

GLINSKI, J. *Tardieu Scale*. In *Journal of Physiotherapy* [online]. 2016, vol. 62, no. 4, October 2016, [cit. 2016-11-02]. p. 229. Dostupné na WWW:< [http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553\(16\)30043-1/abstract](http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553(16)30043-1/abstract)>. ISSN 1836-9553.

GRACIES, J-M., NANCE, P., ELOVIC, E., MCGUIRE, J., SIMPSON, D. *Traditional pharmacological treatments for spasticity part II: General and regional treatments*. In *Muscle & Nerve* [online]. 1997, vol. 20, no. S6, [cit. 2016-11-26]. pp. 92–120. Dostupné na WWW:< [http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(1997\)6%2B%3C92::AID-MUS7%3E3.0.CO;2-E/full](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/(SICI)1097-4598(1997)6%2B%3C92::AID-MUS7%3E3.0.CO;2-E/full)>. ISSN 1097-4598.

GRACIES, J-M. *Pathophysiology of spastic paresis. I: paresis and soft tissue changes*. In *Muscle & Nerve* [online]. 2005, vol. 31, no. 5, May 2005, [cit.2016-09-28]. pp. 535–551. Dostupné na WWW:< [https://www.researchgate.net/publication/8017658\\_Pathophysiology\\_of\\_spastic\\_paresis\\_I\\_Paresis\\_and\\_soft\\_tissue\\_changes](https://www.researchgate.net/publication/8017658_Pathophysiology_of_spastic_paresis_I_Paresis_and_soft_tissue_changes)>. ISSN 0148-639X.

GRACIES, J-M. *Physiological effects of botulinum toxin in spasticity*. In *Movement Disorders* [online]. 2004, vol. 19, no. S8, March 2004, [cit. 2016-09-25]. pp. 120–128. Dostupné na WWW:< <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.20065/full>>. ISSN 1531-8257.

GRACIES, J.M., BAYLE, N., VINTI, M., ALKANDARI, S., VU, P., LOCHE, C.M., COLAS, C. *Five-step clinical assessment in deforming spastic paresis*. In *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2010, vol. 46, no. 3, September 2010, [cit. 2016-09-16]. pp. 411–421. Dostupné na WWW:< <http://www.minervamedica.it/en/journals/europamedicophysica/article.php?cod=R33Y2010N03A0411>>. ISSN 1973-9087.

GRACIES, J.M. *Coefficients of impairment in deforming spastic paresis*. In *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2015, vol. 58, no. 3, April 2015, [cit. 2016-09-16]. pp. 173–177. Dostupné na WWW:< <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065715000512>>. ISSN 1877-0657.

HARA, Y., *Neurorehabilitation with New Functional Electrical Stimulation for Hemiparetic Upper Extremity in Stroke Patients*. In *Journal of Nippon Medical School* [online]. 2008, vol. 75, no. 1, February 2008, [cit. 2017-02-03]. Dostupné na WWW:< <http://www.nms.ac.jp/jnms/2008/075010004.html>>. ISSN 1347-3409.

HILLEROVÁ, L., MIKULECKÁ, E., MAYER, M., VLACHOVÁ I. *Statistické vlastnosti nové škály – Skóre vizuálního hodnocení funkčního úkolu ruky u pacientů po cévní mozkové příhodě*. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, vol. 13, no. 3, [cit. 2017-02-25]. pp. 107–111. ISSN 1211-2658.

HUNTER, S., CROME, P. *Hand function and stroke*. In *Reviews in Clinical Gerontology* [online]. 2002, vol. 12, no. 1, [cit. 2017-03-01]. pp. 68–81. Dostupné na WWW:< <https://www.cambridge.org/core/services/aop-cambridge-core/content/view/S0959259802012194>>. ISSN 1469-9036.

JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, 107 s. ISBN 80-7013-160-8.

JECH, R. *Klinické aspekty spasticity*. In *Neurologie pro praxi* [online]. 2015, vol. 16, no. 1, [cit. 2017-04-05]. pp. 14–19. Dostupné na WWW:< [file:///D:/Users/novakr06.UP.000/Downloads/Solen\\_neu-201501-0004.pdf](file:///D:/Users/novakr06.UP.000/Downloads/Solen_neu-201501-0004.pdf)>. ISSN 1803-5280.

JOHNSON, K. *Static Progressive Splinting*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2002, vol. 15, no. 2, April-June 2002, [cit. 2017-02-21]. pp. 163–178. Dostupné na WWW:< [http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(02\)50031-4/abstract](http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(02)50031-4/abstract)>. ISSN 0894-1130.

KAGAWA, S., KOYAMA, T., HOSOMI, M., TAKEBAYASHI, T., HANADA, K., HASHIMOTO, F., DOMEN, K. *Effects of Constraint-induced Movement Therapy on Spasticity in Patients with Hemiparesis after Stroke*. In *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 2013, vol. 22, no. 4, May 2013, [cit. 2017-02-26]. pp. 364–370. Dostupné na WWW:< [http://www.strokejournal.org/article/S1052-3057\(11\)00279-5/abstract](http://www.strokejournal.org/article/S1052-3057(11)00279-5/abstract)>. ISSN 1052-3057.

KALINA, M. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. 1. vyd. TRITON, 2008, 231 s. ISBN 978-80-7387-107-9.

KALLIAINEN, L. K., O'BRIEN, V. H., *Current uses of botulinum toxin A as an adjunct to hand therapy interventions of hand conditions*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2014, vol. 27, no. 2, June 2014 [cit. 2017-02-05], pp. 85–95. Dostupné na WWW:< [http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(13\)00169-5/fulltext](http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(13)00169-5/fulltext)>. ISSN 0894-1130.

KAŇOVSKÝ, P., BAREŠ, M., DUFEK, J. *Spasticita: mechanismy, diagnostika a léčba*. 1. vyd. Praha: MAXDORF, 2004, 423 s. ISBN 80-734-5042-9.

KAPANDJI, I. *The Physiology of the Joints: Volume one Upper Limb*. Fifth edition. Churchill Livingstone, 1982, p. 283. ISBN 0-443-02504-5.

KEKLICEK, H., YUGUR, F., YAKUT, Y. *Effects of taping the hand in children with cerebral palsy*. In *Journal of Hand Therapy* [online]. 2015, vol. 28, no. 1, March 2015, [cit. 2017-02-15]. pp. 27–33. Dostupné na WWW:<[http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(14\)00146-X/abstract](http://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(14)00146-X/abstract)>. ISSN 0894 1130.

KONEČNÝ, P., TARASOVÁ, M., KUBÍKOVÁ, J., VERNEROVÁ, M. *Robotická rehabilitace spasticity ruky*. In *Rehabilitace & Fyzikální lékařství*. 2017, vol. 24, no. 1, [cit. 2017-04-01]. ss. 19–22. ISSN 1211-2658.

KRIVOŠÍKOVÁ, M. *Úvod do ergoterapie*. Grada, 2011, 384 s. ISBN 978-80-247-2699-1.

LANDAU, W., SAHRMANN, S. *Preservation of Directly Stimulated Muscle Strength in Hemiplegia Due to Stroke*. In *Archives of Neurology* [online]. 2002, vol. 59, no. 9, September 2002, [cit. 2017-04-01]. pp. 1453–1457. Dostupné na WWW:<<http://jamanetwork.com/journals/jamaneurology/fullarticle/782735>>. ISSN 0003-9942.

LANNIN, A.N., CUSICK, A., McCLUSKEY, A., HERBERT, R.D. *Effects of Splinting on Wrist Contracture After Stroke A Randomized Controlled Trial*. In *Stroke* [online]. 2006, vol. 38, no. 1, November 2006, [cit. 2017-02-02]. pp. 111–116. Dostupné na WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/content/38/1/111.full>>. ISSN: 1524-4628.

LASKÁ, K., HOLAŇOVÁ, R. *CI TERAPIE – ŠANCE PRO CHRONICKÉ PACIENTY PO POŠKOZENÍ MOZKU*. In *Rehabilitace & fyzikální lékařství*. 2016, vol. 23, no. 4, [cit. 2017-02-08]. pp. 209–212. ISSN 1211-2658.

LI, T., CHANG, CH., CHOU, Y., CHEN, L., CHU, H., CHIANG, S., CHANG, S., WU, Y. *Effect of Radial Shock Wave Therapy on Spasticity of the Upper Limb in Patients with Chronic Stroke*. In *Medicine* [online]. 2016, vol. 95, no. 18, May 2016, [cit. 2017-02-12]. pp. 1–8. Dostupné na WWW:< [http://journals.lww.com/mdjournal/Fulltext/2016/05030/Effect\\_of\\_Radial\\_Shock\\_Wave\\_Therapy\\_on\\_Spasticity.30.asp](http://journals.lww.com/mdjournal/Fulltext/2016/05030/Effect_of_Radial_Shock_Wave_Therapy_on_Spasticity.30.asp) >. ISSN 0025-7974.

MALHOTRA, S., ROSEWILLIAM, S., HERMENS, H., ROFFE, CH., JONES, P., PANDYAN, A.D. *A randomized controlled trial of neuromuscular electrical stimulation applied early after acute stroke: effects on wrist pain, spasticity and contractures*. In *Clinical Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 27, no. 7, November 2012, [cit. 2017-02-03]. pp. 579–90. Dostupné na WWW:< [http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215512464502?url\\_ver=Z39.88-2003&rfr\\_id=ori:rid:crossref.org&rfr\\_dat=cr\\_pub%3dpubmed](http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215512464502?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed)>. ISSN 14770873.

MATHIOWETZ, V., KASHMAN, N., VOLLAND, G., WEBER, K., DOWE, M., ROGERS, S. *Grip and Pinch Strength: Normative Data for Adults*. In *American Occupational Therapy Foudation* [online]. 1985, vol. 66, no. 2, February 1985, [cit. 2016-11-07]. pp. 69-74. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3970660>>. ISSN 0003-9993.

MCDONELL, M. *Action Research Arm Test*. In *Australia Journal of Physiotherapy* [online]. 2008, vol. 54, no. 3, [cit. 2017-04-03]. p. 220. Dostupné na WWW:< [http://ac.els-cdn.com/S0004951408700345/1-s2.0-S0004951408700345-main.pdf?\\_tid=d594c154-189c-11e7-9bc1-00000aacb361&acdnat=1491244933\\_7b470d9311857e38d2b3dcd9a7f92ffe](http://ac.els-cdn.com/S0004951408700345/1-s2.0-S0004951408700345-main.pdf?_tid=d594c154-189c-11e7-9bc1-00000aacb361&acdnat=1491244933_7b470d9311857e38d2b3dcd9a7f92ffe)>. ISSN 0004-9514.

MCGUIRE, J. *Epidemiology of Spasticity in the Adult and Child*. In *Spasticity: Diagnosis and Management* [online]. Demos Medical, 2011, pp. 448, Dostupné na WWW:< <https://books.google.cz/books?id=RhblyTnk08IC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>>. ISBN 978-1-933864-51-8.

MICKEVIČIENE, D., BUTKUTE, J., SKURVYDAS, A., KARANAUSKIENE, D., MICKEVIČIUS, M. *Effect of the Application of Constraint Induced Movement Therapy on the Recovery of Affected Hand Function after Stroke*. In *BALTIC JOURNAL OF SPORT & HEALTH SCIENCES* [online]. 2015, vol. 97, no. 2, June 2015, [cit. 2017-03-06]. pp. 15–22. Dostupné na WWW:< [http://www.lsu.lt/sites/default/files/dokumentai/education\\_physical\\_training\\_sport\\_297\\_2015\\_06\\_29.pdf#page=17](http://www.lsu.lt/sites/default/files/dokumentai/education_physical_training_sport_297_2015_06_29.pdf#page=17)>. ISSN 2351-6496.

PICELLI, A., RONCARI, L., BALDESSARELLI, S., BERTO, G., LOBBA, D., SANTAMATO, A., FIORE, P., SMANIA, N. *Accuracy of botulinum toxin type A injection into the forearm muscles of chronic stroke patients with spastic flexed wrist and clenched fist: manual needle placement evaluated using ultrasonography*. In *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2014, vol. 46, no. 10, November 2014, [cit. 2017-01-22]. pp. 1042–1045. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25103251>>. Doi: 10.2340/16501977-1871.

PIZZI, A., CARLUCCI, G., FALSINI, C., VERDESCA, S., GRIPPO, A. *Application of a Volar Static Splint in Poststroke Spasticity of the Upper Limb*. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 86, no. 9, September 2006, [cit. 2017-02-02]. pp. 1855–1859. Dostupné na WWW:< [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)00359-X/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)00359-X/fulltext)>. ISSN: ISSN: 0003-9993.

QUANDT, F., HUMMEL, F.C. *The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients: a review*. In *Experimental & Translational Stroke Medicine* [online]. 2014, vol. 6, no. 9, August 2014, [cit. 2017-02-03]. pp. 1–7. Dostupné na WWW: <<http://etsmjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/2040-7378-6-9>>. ISSN 2040-7378.

QUINN, T., LANGHORNE, P., STOTT, D. *Barthel Index for Stroke Trials*. In *Stroke* [online]. 2011, vol. 42, no. 4, April, 2011. [cit. 2017-03-30]. pp. 1146–1151. Dostupné na WWW:< <http://stroke.ahajournals.org/content/42/4/1146.short>>. ISSN 1524-4628.

REKTOR, I. *Centrální poruchy hybnosti v praxi*. 1. vyd. Praha: Triton, 2003, s. 196. ISBN 807-25-4418-7.

RICHARDS, S., PETERS, T., COAST, J., GUNNEL, D., DARLOW, M., POUNSFORD, N. *Inter-rater reliability of the Barthel ADL Index: how does a researcher compare to a nurse*. In *Clinical Rehabilitation* [online]. 2000, vol. 14, January 2000, [cit. 2016-11-05]. pp. 72–78. Dostupné na WWW:< [https://www.researchgate.net/profile/Suzanne\\_Richards/publication/12627898\\_Inter-rater\\_reliability\\_of\\_the\\_Barthel\\_ADL\\_Index\\_How\\_does\\_a\\_researcher\\_compare\\_to\\_a\\_nurse/links/02e7e52b806e6e3b16000000/Inter-rater-reliability-of-the-Barthel-ADL-Index-How-does-a-researcher-compare-to-a-nurse.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Suzanne_Richards/publication/12627898_Inter-rater_reliability_of_the_Barthel_ADL_Index_How_does_a_researcher_compare_to_a_nurse/links/02e7e52b806e6e3b16000000/Inter-rater-reliability-of-the-Barthel-ADL-Index-How-does-a-researcher-compare-to-a-nurse.pdf)>. ISSN 1477-0873.



ROSEWILLIAM, S., MALHOTRA, S., ROFFE, CH., JONES, P., PANDYAN, A.D. *Can Surface Neuromuscular Electrical Stimulation of the Wrist and Hand Combined With Routine Therapy Facilitate Recovery of Arm Function in Patients With Stroke?* In archives of physical medicine and rehabilitation [online]. 2012, vol. 93, no. 10, October 2012. [cit.2017-02-03]. pp. 1715–21. Dostupné na WWW:< <http://www.medscape.com/medline/abstract/22676906>>. ISSN: 1532-821X.

SHAMSODDINI, A., RASTI, Z., KALANTARI, M., HOLLISAZ, M., SOBHANI, V., DALVAND, H., BAKHSHANDEH-BALI, M. *The Impact of Kinesio taping technique on children with cerebral palsy.* 2016, vol. 15, no. 4, September 2016, [cit. 2017-03-16]. pp. 219–227. Dostupné na WWW:< <http://ijnl.tums.ac.ir/index.php/ijnl/article/view/1036>>. ISSN 2252-0058.

SELZER, M., CLARKE, S., COHEN, L., DUNCAN, P., GAGE, F. *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation.* Cambridge University Press, 2006, p. 753. ISBN 10-0-521-85642-6.

ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. *Spasticita a její léčba.* Praha: Maxdorf, 2012. ISBN 978-80-7345-302-2.

TARDIEU, C., TARDIEU, G., COLBEAU-JUSTIN, P., HUET DE LA TOUR, E., LESPARGOT, A. *Trophic muscle regulation in children with congenital cerebral lesions.* In Journal of the Neurological Sciences [online]. 1979, vol. 42, no. 3, August 1979, [cit. 2016-10-18]. pp. 357–364. Dostupné na WWW:< [http://www.jns-journal.com/article/0022-510X\(79\)90169-2/abstract](http://www.jns-journal.com/article/0022-510X(79)90169-2/abstract)>. ISSN 0022-510X.

TRONCATI, F., PACI, M. MYFTARI, T., LOMBARDI, B. *Extracorporeal Shock Wave Therapy reduces upper limb spasticity and improves motricity in patients with chronic hemiplegia: a case series.* In NeuroRehabilitation [online]. 2013, vol. 33, no. 3, [cit.-2016-12-02]. pp. 399–405. Dostupné na WWW:< <http://content.iospress.com/articles/neurorehabilitation/nre970>>. ISSN 1878-6448.

TSUCHIYA, M., MORITA, A., HARA, Y. *Effect of Dual Therapy with Botulinum Toxin A Injection and Electromyography-controlled Functional Electrical Stimulation on Active Function in Spastic Paretic Hand.* In Journal of Nippon Medical School [online]. 2016, vol. 83, no. 1, February 2016, [cit. 2017-02-03]. pp. 15–23. Dostupné na WWW: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26960584>>. ISSN: 1347-3409.

TURK, R., BURRIDGE, J., DAVIS, R., COSENDAL, G., SPARROW, O., ROBERTS, H., HUGHES, A., SCHULMAN, J. *Therapeutic Effectiveness of Electric Stimulation of the Upper-Limb Poststroke Using Implanted Microstimulators*. In Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2008, vol. 89, no. 10, October 2008, [cit. 2017-01-28]. pp. 1913–1922. Dostupné na WWW:< <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999308004334>>. ISSN 0003-9993.

VAŇÁSKOVÁ, E. *Testování v neurorehabilitaci*. In Neurológia pre prax [online]. 2005, vol. 6, no. 6, Jún 2005, [cit. 2016-11-25]. pp. 311–314. Dostupné na WWW:< <http://solen.cz/pdfs/neu/2005/06/06.pdf>>. ISSN 1339-4223.

VÉLE, F. *Kineziologie*. Triton, 2006, s. 375. ISBN 80-7254-837-9.

VYSKOTOVÁ, J., MACHÁČKOVÁ, K. *Jemná motorika*. Grada, 2013, s. 176. ISBN 978-80-247-4698-2.

WANG, J. PENG, Y., MING, Z., XUDONG, G., YAN, L., MINGYUE, X. *Reduction in spasticity in stroke patient with paraffin therapy*. In A Journal of Progress in Neurosurgery, Neurology and Neurosciences [online]. 2017, vol. 39, no. 1, November 2016, [cit. 2017-02-08]. pp. 36–44. Dostupné na WWW:< <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/01616412.2016.1248169>>. ISSN 1743-1328.

WARD, A.B. *Spasticity treatment with botulinum toxin*. In Journal of Neural Transmission [online]. 2008, vol. 115, no. 4, April 2008, [cit. 2017-02-05]. pp. 607–16. Dostupné na WWW:< <http://link.springer.com/article/10.1007/s00702-007-0833-2>>. ISSN: 1435-1463.

WATSON, T. *Electrotherapy Evidence-Based Practise*. Churchill Livingstone Elsevier, 2008, 401 s. ISBN 978-0-443-10179-3.

YAVUZER, G., SELLES, R., SEZER, N., SUTBEYAZ, S., BUSSMAN, J., KOSEOGLU, F., ATAY, M., STAM, H. *Mirror Therapy Improves Hand Function in Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial*. In Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2008, vol. 89, no. 3, March 2008, [cit. 2017-03-05]. pp. 393–398. Dostupné na WWW:< [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(07\)01751-0/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(07)01751-0/abstract)>. ISSN 0003-9993.

YAZDCHI, M., GHASEMI, Z., MOSHAYEDI, Z., RIKHTEGAR, R., MOSTAFAYI, S., MIKAILEE, H., NAJMI, S. *Comparing the efficacy of botulinum toxin with tizanidine in upper limb post stroke spasticity*. In Iranian Journal of Neurology [online]. 2013, vol. 12, no. 2, February 2013, [cit. 2017-02-17]. pp. 47–50. Dostupné na WWW:< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3829280/>>. ISSN 2252 0058.

YELNIK, A., SIMON, O., PARRATTE, B., GRACIES, J-M. *HOW TO CLINICALLY ASSESS AND TREAT MUSCLE OVERACTIVITY IN SPASTIC PARESIS\**. In Journal of Rehabilitation Medicine [online]. 2010, vol. 42, no. 9, October 2010, [cit. 2017-04-04]. pp. 801–807. Dostupné na WWW:< <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2010/00000042/00000009/art00001>>. ISSN 1650-1977.

YILDIZGOREN, M., YUZER, G., EKIZ, T., OZGIRGIN, N. *Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation on the Wrist and Finger Flexor Spasticity and Hand Functions in Cerebral Palsy*. In Pediatric Neurology [online]. 2014, vol. 51, no. 3, September 2014, [cit. 2017-03-08]. pp. 360–364. Dostupné na WWW:< [http://www.pedneur.com/article/S0887-8994\(14\)00285-9/abstract](http://www.pedneur.com/article/S0887-8994(14)00285-9/abstract)>. ISSN 0887-8994.

## Seznam použitých zkratek

ADL – activity daily living

ARAT – Action research arm test

AS – Ashworth scale

ASHT – American Society of Hand Therapist

BI – Barthel index

BTX-A – botulinum toxin A

cca – circa

CIMT – constraint induced movement therapy

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

ČR – česká republika

DMO – dětská mozková obrna

DN – dry needling

GABA – kyselina gama aminomáselná

EBM – evidence base medicine

EMG – elektromyografie

ES – elektrická stimulace

ESW – extracorporeal shock wave

FAT – Frenchay arm test

FDP – flexor digitorum profundus

FCR – flexor carpi radialis

FDS – flexor digitorum superficialis

FCU – flexor carpi ulnaris

FES – funkční elektrická stimulace

Hz – Hertz

IP – interphalangeální

m. – musculus

mm. – musculi

MAS – Modified Ashworth Scale

MP – metakarpophalangeální

MPa – megapascal

např. – například

NMES – neuromuskulární elektrická stimulace

ns – nanosekunda

PROM – passive range of motion

PT – pronator teres

rESW – radial extracorporeal shock wave

RHB – rehabilitace

SFTR – sagittal frontal transversal rotation

SNARE – je označení pro asi 20 proteinů, které hrají zásadní roli ve splývání membránových váčků v buňkách

SVH – skóre vizuálního hodnocení

tzv. – takzvaný

UK – United Kingdom

UMN – upper motor neuron

UMNs – upper motor neuron syndrom

μs – mikrosekunda

## Seznam příloh

Příloha 1 Constraint-induced movement therapy.....	59
Příloha 2 Mirror therapy.....	59
Příloha 3 Roboticky asistovaná rehabilitace ruky pomocí systému Gloreha.....	60
Příloha 4 Rehabilitace ruky pomocí systému Gloreha.....	60
Příloha 5 Robotický systém Gloreha.....	61
Příloha 6 Ashworthova škála spasticity.....	61
Příloha 7 Modifikovaná Ashworthova škála spasticity.....	62
Příloha 8 Tardieuova škála spasticity.....	62
Příloha 9 Barthel Index.....	63
Příloha 10 Action Research Arm Test.....	65
Příloha 11 Jamar dynamometr.....	65
Příloha 12 SVH.....	66

## Přílohy

### Příloha 1 Constraint-induced movement therapy



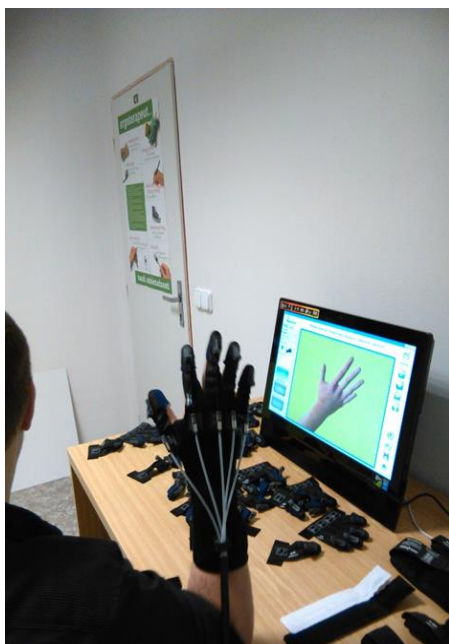
Dostupné na WWW:< <http://www.sanatoria-klimkovice.cz/www/cz/ci-therapy-18/>>.

### Příloha 2 Mirror therapy



Dostupné na WWW:< <http://www.danmicglobal.com/Scan-Mirror-Therapy.aspx>>.

### **Příloha 3 Roboticky asistovaná rehabilitace ruky pomocí systému Gloreha**



Zdroj: vlastní

### **Příloha 4 Rehabilitace ruky pomocí systému Gloreha**



Zdroj: vlastní



## Příloha 5 Robotický systém Gloreha



Zdroj: vlastní

## Příloha 6 Ashworthova škála spasticity

- 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

Dostupné na WWW:< <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/mechanizmy-spasticity-a-jeji-hodnoceni-40575>>.

## Příloha 7 Modifikovaná Ashworthova škála spasticity

Stupeň	Klinický nález
0	svalový tonus nezvýšen
1	mírné zvýšení svalového tonu zachytitelné na konci rozsahu pohybu vyšetřované části končetiny
1+	mírné zvýšení svalového tonu patrné po přibližně polovinu doby rozsahu pohybu vyšetřované části končetiny
2	výraznější zvýšení svalového tonu patrné v celém rozsahu pohybu, pasivní pohyb je však snadný
3	zřetelné zvýšení svalového tonu, pasivní pohyb obtížný
4	postižená část je v trvalém abnormální postavení (flexi či extenzi), pasivní pohyby obtížné do všech směrů

Dostupné na WWW:< [http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/standard-komplexni-lecby-spasticity-po-cevni-mozkove-prihode-32950?message=add&id\\_topic=32950&confirm\\_rules=1](http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/standard-komplexni-lecby-spasticity-po-cevni-mozkove-prihode-32950?message=add&id_topic=32950&confirm_rules=1)>.

## Příloha 8 Tardieuova škála spasticity

Zásady
<ul style="list-style-type: none"><li>• testování je vždy ve stejnou denní dobu</li><li>• vždy se zachovává stejná poloha těla při testování dané končetiny</li><li>• klouby (včetně šíje) jsou stále ve stejné poloze při vyšetření i při testování různých pohybových segmentů.</li><li>• pro každou svalovou skupinu se kontrakce svalu hodnotí při specifických rychlostech protažení se dvěma parametry (X a Y)</li></ul>
Rychlosti protažení
V1: co nejpomalejší (pomalejší než pokles končetin ve směru gravitace) V2: rychlost segmentu končetin při pádu končetiny na podkladě gravitace V3: co nejrychlejší (rychlejší než pád končetiny ve směru gravitace). Pokud se jednou tato rychlost použije, má se použít vždy při následujícím měření
Kvalita kontrakce svalu (X)
0: bez odporu v průběhu pasivního pohybu 1: mírný odpor v průběhu pasivního pohybu bez jasného záškubu v určitém úhlu 2: jasný záškub („catch“) v určitém úhlu, který přerušuje pasivní pohyb a je následován uvolněním („release“) 3: vyčerpávající se klonus (méně než 10 sekund při zachování síly protažení) v určitém úhlu 4: nevyčerpávající se klonus (více než 10 sekund při trvajícím protažení svalu) v určitém úhlu
Úhel reakce (kontrakce) svalu (Y)
<ul style="list-style-type: none"><li>• měří se vzhledem k poloze svalu při minimálním protažení svalu (odpovídá úhlu 0) pro všechny klouby s výjimkou kyčle, kde závisí od jeho klidové polohy</li><li>• dolní končetiny se mají testovat v poloze na zádech v doporučených polohách kloubů a v doporučených rychlostech.</li></ul>

Dostupné na WWW:< <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/mechanizmy-spasticity-a-jeji-hodnoceni-40575>>.

## Příloha 9 Barthel Index

	<b>Činnost</b>	<b>Provedení činnosti</b>	<b>Bodové skóre*</b>
<b>1.</b>	<b>Příjem potravy a tekutin</b>	samostatně bez pomoci s pomocí neprovede	10 5 0
<b>2.</b>	<b>Oblékání</b>	samostatně bez pomoci s pomocí neprovede	10 5 0
<b>3.</b>	<b>Koupání</b>	samostatně nebo s pomocí neprovede	5 0
<b>4.</b>	<b>Osobní hygiena</b>	samostatně nebo s pomocí neprovede	5 0
<b>5.</b>	<b>Kontinence moči</b>	plně inkontinentní občas inkontinentní trvale inkontinentní	10 5 0
<b>6.</b>	<b>Kontinence stolice</b>	plně inkontinentní občas inkontinentní trvale inkontinentní	10 5 0
<b>7.</b>	<b>Použití WC</b>	samostatně bez pomoci s pomocí neprovede	10 5 0
<b>8.</b>	<b>Přesun lůžko – židle</b>	samostatně bez pomoci s malou pomocí vydrží sedět	15 10 5

		neprovede	0
<b>9.</b>	<b>Chůze po rovině</b>	samostatně nad 50 m	15
		s pomocí 50 m	10
		na vozíku 50 m	5
		neprovede	0
<b>10.</b>	<b>Chůze po schodech</b>	samostatně bez pomoci	10
		s pomocí	5
		neprovede	0
<b>Celkem</b>			

**ADL 4** 0–40 bodů **vysoce závislý**

**ADL 3** 45–60 bodů **závislost středního stupně**

**ADL 2** 65–95 bodů **lehká závislost**

**ADL 1** 96–100 bodů **nezávislý**

\* zaškrtněte jednu z možností

\*\* zaškrtněte stupeň závislosti dle výsledku

Dostupné na WWW:< [https://is.muni.cz/th/174363/pdf\\_b/Pr.\\_c.\\_2\\_Bartheluv\\_test.doc](https://is.muni.cz/th/174363/pdf_b/Pr._c._2_Bartheluv_test.doc)>.

## Příloha 10 Action Research Arm Test



Dostupné na WWW:< <http://www.aratkits.com/>>.

## Příloha 11 Jamar dynamometr



Dostupné na WWW:< <https://www.physioparts.co.uk/hand-dynamometer-hydraulic-jamar/>>.

## **Příloha 12 SVH**

*Skóre vizuálního hodnocení funkčního úkolu ruky (SVH)*

### **A) dosahování – reaching (funkce horní kočtiny)**

0 – žádný výkon

1 – náznak intence bez pohybu

2 – částečný pohyb bez dostižení cíle

3 – dostižení cíle, ale neefektivní třes, inkoordinace, ataxie, žádný úchop

4 – dostižení, úchop, ale nekvalitní

5 – kvalitní výkon

### **B) Příprava úchopu a úchop (funkce ruky)**

0 – žádný výkon

1 – náznak otevření ruky

2 – otevření ruky plus náznak opozice palce

3 – výkon jako v bodě 2 plus dorzální flexe zápěstí před úchopem (částečně)

4 – dorzální flexe zápěstí, otevření dlaně, opozice palce, ale ne kvalitní

5 – kvalitní, téměř fyziologický, fyziologický výkon

### **C) Manipulace (funkce horní končtiny)**

0 – žádný výkon

1 – naznačený pokus

2 – částečně, bez užitečného výkonu

3 – celý úkon proveden, značně nekvalitně, velké chyby, velké synergie

4 – celý úkon proveden, vykonání žádaného úkonu, zřetelná nejistota, inkoordinace apod.

5 – kvalitní, téměř fyziologický, fyziologický výkon

### **D) Uvolnění úchopu (funkce ruky)**

0 – žádný výkon

1 – náznak

2 – nefunkční pokus o uvolnění

3 – částečné uvolnění úchopu, ale málo funkční, velké synergie, inkoordinace

4 – plné uvolnění, funkčně dostatečné, i když patrné synergie, inkoordinace

5 – kvalitní, téměř fyziologický, fyziologický výkon

Zdroj: Mikulecká et al. *Differentiated manual treatment of the hand and forearm in early rehabilitation of stroke patients. A controlled study.* 2005, s. 61.