

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**DISERTAČNÍ PRÁCE**

PhDr. Kristýna Hoidekrová

2021

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Efekt roboticky asistované terapie na funkci horní končetiny v běžných denních činnostech u pacientů po získaném poškození mozku**

Vedoucí disertační práce:  
doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracovala:  
PhDr. Kristýna Hoidekrová

Obor: Kinantropologie

Praha 2021

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracovala samostatně pod vedením doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

.....  
PhDr. Kristýna Hoidekrová

## Poděkování

Ráda bych poděkovala prof. MUDr. Olze Švestkové, Ph.D. za původní vedení závěrečné práce a motivaci k započetí postgraduálního studia. Stejně tak bych poděkovala stávající školitelce doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., že se ujala a odborně vedla tuto závěrečnou práci a podělila se se mnou o své zkušenosti a znalosti. Dále děkuji všem kolegyním ergoterapeutkám z RÚ Kladruby, které mě podporovaly a spolupracovaly se mnou na realizaci této práce. A v neposlední řadě děkuji mé rodině a všem blízkým, kteří mě motivovali ke studiu.

## Evidenční list

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

Jméno a příjmení: \_\_\_\_\_ Fakulta / katedra: \_\_\_\_\_ Datum vypůjčení: \_\_\_\_\_ Podpis: \_\_\_\_\_

## **Abstrakt**

**Název:** Efekt roboticky asistované terapie na funkci horní končetiny v běžných denních činnostech u pacientů po získaném poškození mozku

**Cíle:** Hlavním cílem disertační práce bylo zhodnocení a porovnání efektu dvou terapeutických přístupů s využitím roboticky asistované rukavice Gloreha Sinfonia na provádění běžných denních aktivit u pacientů po získaném poškození mozku.

**Metody:** Práce byla koncipována jako empiricky kvantitativní výzkum, monocentrická randomizovaná kontrolovaná jednoduše zaslepená studie. Studie porovnává dvě skupiny, skupina A (n = 20) používala roboticky asistovanou rukavici Gloreha s bimanuálním přístupem, skupina B (n = 20) měla terapii s roboticky asistovanou rukavicí Gloreha s unimanuálním přístupem. Všichni pacienti byli hodnoceni pro vhodnost k zařazení a podstoupili vstupní testování (T1). Následně dle zařazení do skupin byla poskytnuta intervence (unimanuální / bimanuální) po dobu tří týdnů (15x), poté proběhlo průběžné testování (T2) a po jednom měsíci zhodnocení (T3) přetrvání efektu roboticky asistované rukavice Gloreha. Hodnocení efektu Gloreha na provádění běžných denních aktivit a funkci horní končetiny bylo provedeno na základě Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL), Motor Assessment Scale (MAS), Action Research Arm Test (ARAT), Box and Block test (BBT) a Motricity Index (MI).

**Výsledky:** Dle výsledků testu MAS došlo u skupiny A ke statisticky významnému zlepšení funkce horní končetiny v kategorii 8 v čase T2 ( $p = 0,038$ ) i v čase T3 ( $p = 0,044$ ), v kategorii 7 byl statisticky významný přetrvávající efekt v čase T3 ( $p = 0,015$ ). Dle druhého funkčního testu UE MAL u skupiny A bylo marginálně statisticky významné zlepšení funkce horní končetiny v čase T2 ( $p = 0,07$ ) i v čase T3 ( $p = 0,1$ ). Ke statisticky významnému zvýšení svalové síly dle MI došlo u skupiny A v čase T2 pro oblast ramene ( $p = 0,053$ ) a v čase T3 pro oblast lokte ( $p = 0,027$ ), k marginálně statisticky významnému zvýšení celkové svalové síly paretické horní končetiny došlo v obou časech ( $p = 0,080$  a  $p = 0,075$ ).

**Závěr:** Začlenění bimanuální roboticky asistované terapie se jeví jako efektivní pro obnovu funkčního využití horní končetiny během běžných denních činností u pacientů po získaném poškození mozku s klinickým projevem středně těžké až velmi těžké hemiparézy. Bimanuální roboticky asistovaná terapie podporuje nejen obnovu funkce horní končetiny, ale pozitivně ovlivňuje i svalovou sílu celé končetiny.

**Klíčová slova:** Roboticky asistovaná terapie, funkce horní končetiny, bimanuální přístup, Gloreha rukavice, transhemisferální inhibice, Activity of Daily Living, neuronální plasticita, bilaterální aktivace, motorická koordinace

## **Abstract**

**Title:** Effect of robot-assisted therapy on upper limb function in activities of daily living in patients after acquired brain injury

**Aims:** The main aim of the thesis was to evaluate and compare the effectiveness of two therapeutic approaches using robot-assisted glove Gloreha Sinfonia to perform Activity of daily living in patients after acquired brain injury.

**Methods:** The study is an empirical quantitative research, a monocentric randomized controlled, simply blinded study. The study compares two groups, group A (n = 20) used a robot-assisted Gloreha glove with a bimanual approach, group B (n = 20) had therapy with a robot-assisted Gloreha glove with an unimanual approach. All patients were evaluated for eligibility and underwent initial testing (T1). Patients in both groups had therapy (unimanual / bimanual) for three weeks (15x), retest (T2) was performed after completion of the intervention, and a follow-up evaluation was performed after 1 month (T3). Patients were always evaluated by the Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL), Motor Assessment Scale (MAS), Action Research Arm Test (ARAT), Box and Block test (BBT) and Motricity Index (MI).

**Results:** According to the results of the MAS test in group A, there was a statistically significant improvement in upper limb function in category 8 at the time T2 ( $p = 0.038$ ) and at the time T3 ( $p = 0.044$ ) and in category 7 at the time T3 ( $p = 0.015$ ). UE MAL in group A showed a marginal statistically significant improvement in UE function at the time T2 ( $p = 0.07$ ) and at the time T3 ( $p = 0.1$ ). There was a statistically significant increase in muscle strength according to MI at the time T2 for the shoulder ( $p = 0.053$ ) and at the time T3 for the elbow ( $p = 0.027$ ), a marginal significant increase in muscle strength occurred at both times ( $p = 0.080$  and  $p = 0.075$ ).

**Conclusion:** The inclusion of bimanual robot-assisted therapy appears to be effective in restoring functional utilization of the upper limb during activities of daily living in patients after acquired brain injury with moderate to severe hemiparesis. Bimanual robot-assisted therapy also has a positive effect on the muscle strength of a whole limb.

**Key words:** Robot-assisted therapy, upper limb function, bimanual approach, Gloreha glove, transhemispheric inhibition, Activity of Daily Living, neuronal plasticity, bilateral activation, motor coordination

## Obsah

1 Úvod .....	10
2 Teoretická východiska práce .....	12
2.1 Cévní mozková příhoda .....	12
2.1.1 Klinický obraz centrální hemiparézy na horní končetině .....	14
2.1.2 Změna funkce horní končetiny po získaném poškození mozku .....	16
2.2 Neuronální plasticita mozku .....	22
2.2.1 Současné strategie podpory rozvoje neuroplasticity .....	26
2.2.2 Plasticita a bimanuální terapie po CMP .....	29
2.2.3 Plasticita a roboticky asistovaná terapie po CMP .....	30
2.3 Neurofyziologické principy bilaterálního tréninku po CMP .....	32
2.3.1 Interhemisferální inhibice .....	33
2.3.2 Konektivita.....	38
2.4 Roboticky asistovaná terapie pro horní končetiny .....	40
2.4.1 Unimanuální přístup systému Gloreha Sinfonia.....	46
2.4.2 Bimanuální přístup systému Gloreha Sinfonia .....	49
3 Cíle, otázky a hypotézy práce .....	51
4 Metodika práce .....	54
4.1 Postup zpracování teoretických východisek práce .....	54
4.1.1 Systematická analýza klinických studií využívajících bimanuální přístup v roboticky asistované terapii u pacientů po CMP .....	54
4.2 Typ odborné studie .....	57
4.3 Postup výběru a zařazení pacientů do studie .....	57
4.4 Charakteristika souboru pacientů .....	61
4.5 Popis intervence.....	71
4.6 Metody sběru dat .....	75
4.7 Statistické zpracování dat .....	81
5 Výsledky.....	83
5.1 Výsledky systematické analýzy klinických studií využívající bimanuální roboticky asistovanou terapii u pacientů po CMP.....	83
5.2 Vstupní, průběžná a výstupní data pacientů .....	91
5.3 Testování odlišnosti skupin .....	100
5.4 Porovnání změn sledovaných parametrů po dokončení intervence v čase T2 a T3 ....	101



5.5 Výsledky roboticky asistované terapie z přístroje Gloreha Sinfonia .....	104
6 Diskuse .....	106
7 Závěr.....	119
8 Seznam bibliografických zdrojů .....	121
9 Seznam zkratk .....	145
10 Seznam tabulek, schémat a obrázků.....	149
11 Přílohy .....	151

# 1 Úvod

Dle posledních statistických údajů bylo v České republice do roku 2010 hospitalizováno 57 484 pacientů s cévním onemocněním mozku a 255 559 pacientů se stejným onemocněním dispenzarizovaných. Vzhledem ke vzniku komplexního deficitu na somato-psycho-sociální úrovni byla u těchto pacientů pracovní neschopnost v roce 2010 ukončena pouze v 2 007 případech a naopak u 686 případů byla uznána invalidita I., II. nebo III. stupně v důsledku cévního onemocnění mozku (ÚZIS ČR, 2012).

Nemoci oběhové soustavy představují, s 285,2 tisíci případy hospitalizace v roce 2018, třetí nejčastější příčinu hospitalizace. Pro tato onemocnění bylo zaznamenáno 47,7 tisíc případů pracovní neschopnosti a invalidní důchod pobíralo ke konci roku 35,7 tisíc obyvatel ČR (ÚZIS ČR, 2019).

Hemiparéza je jedním z nejčastějších senzomotorických deficitů, které se objevují až u 75 % pacientů po cévním onemocnění mozku (Trlep, 2011). Deficit horní končetiny (HK), který se u těchto pacientů objevuje, výrazně narušuje provádění běžných denních činností (ADL) a limituje funkci horní končetiny – úchop. Převážné množství běžných denních činností je prováděno bimanuálně, kdy jsou vysoké nároky kladeny především na koordinaci obou horních končetin (Cauraugh, 2010).

Dle praxe založené na důkazech (z aj. Evidence-based practice, EBP) je u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) nezbytná intenzivní repetitivní rehabilitace, která podporuje rozvoj neuroplasticity pro učení a obnovu senzomotorických dovedností a schopností (Kiper, 2016). Míra intenzity rehabilitace může být navýšena využitím roboticky asistované terapie, která dle Johnsonové (2006a) zlepšuje pravděpodobnost kortikální reorganizace odvíjející se od použití paretické horní končetiny a současně přenáší znovu nabyté funkce horní končetiny do reálných ADL.

Roboticky asistovaná terapie může být kombinována s bilaterálními pohyby, které aktivují neuronové sítě na obou hemisférách, přesněji premotorický kortex, senzomotorický kortex a mozeček. Všechny tyto oblasti jsou potřebné pro komplexní vykonávání samotné činnosti. Bilaterální trénink horních končetin aktivuje centrální i periferní vstupy a pomáhá tak k redukci dysfunkce, která se projevuje při vykonávání ADL.

Zcela nová rehabilitační rukavice Gloreha Sinfonia, na rozdíl od předchozího typu, umožňuje mimo standardní cvičební jednotky také provedení unimanuálního i bimanuálního tréninku. Dle pilotní studie, které se zúčastnilo 27 probandů, dochází po porovnání experimentální

skupiny s unimanuálním tréninkem Gloreha s kontrolní skupinou bez aplikace Glorehy ke zlepšení funkce horní končetiny ( $p = 0,002$ ), svalové síly ( $p = 0,003$ ) a dexterity ( $p = 0,009$ ) u experimentální skupiny (Vanoglio, 2017).

**Cíl:** Cílem této práce je zhodnocení rozdílu krátkodobého a přetrvávajícího efektu po aplikaci bimanuálního a unimanuálního robotického systému Gloreha Sinfonia a porovnání efektu funkčního využití horní končetiny po bimanuálním a unimanuálním přístupu s využitím roboticky asistované terapie u pacientů se získaným poškozením mozku.

Doposud byly všechny předchozí studie prováděny na přístroji Gloreha Workstation s využitím unimanuálního tréninku, kde na pilotním vzorku byla potvrzena zlepšená funkce ruky. Z tohoto důvodu se tato práce zabývá propojením funkce horní končetiny a běžných denních činností u pacientů po získaném poškození mozku. Zároveň je jasným faktem, že běžné denní činnosti jsou ve většině případů prováděny bimanuálně, z tohoto důvodu byl zvolen i bimanuální roboticky asistovaný přístup na novém přístroji Gloreha Sinfonia.

## 2 Teoretická východiska práce

Téma roboticky asistované terapie je velmi rozsáhlé, a proto jsou teoretická východiska práce zaměřená cíleně dle diagnózy a skupiny pacientů, u kterých je v této práci roboticky asistovaná terapie využívána ve vztahu k funkci paretické horní končetiny. Teoretická východiska tedy popisují problematiku cévních mozkových příhod, současné strategie ovlivnění neuroplasticity, které mají i částečné propojení s roboticky asistovanou terapií a klinické projevy hemiparézy horní končetiny, které pacienty limitují. Druhá část teoretických východisek se věnuje změně funkce horní končetiny po cévní mozkové příhodě a vlivu této funkční změny na provádění a participaci během běžných denních činností (ADL). Poslední část východisek je věnovaná vlastní roboticky asistované terapii, přináší rychlý přehled o tomto typu terapie pro horní končetinu a detailněji se zaměřuje na přístroj, který je využíván pro tuto práci – Gloreha Sinfonia.

### 2.1 Cévní mozková příhoda

Celosvětově je iktus na druhém místě v příčině smrti a třetí nejčastější příčinou úmrtí pacientů v rozvinutých zemích, po srdečním infarktu a nádorech. Přibližně jedna třetina pacientů s CMP vykazuje perzistentní postižení po počáteční cerebrovaskulární epizodě, přičemž motorická postižení představují většinu z nich (Dimyan, 2011).

Nejčastějším typem CMP je ischemická forma (iCMP) s výskytem u 75-87 % příhod. Příčinou vzniku iCMP je pokles nebo přerušování cévního zásobení mozku, následná hypoxie mozkové tkáně a ztráta zajištění energetické zásoby neuronů a dalších mozkových buněk. Dochází k velmi rychlému rozvoji ireverzibilních strukturálních změn, tzv. encefalomalacie (Gillen, 2016; Kalvach, 2010).

Dalším typem jsou hemoragické cévní mozkové příhody (hCMP), které tvoří přibližně 15 % všech mozkových příhod a jsou zatíženy vyšší mortalitou než iCMP. Vznikají v důsledku ruptury některé z velkých cév a mohou být lokalizovány jak intracerebrálně, tak subarachnoideálně (Kolář, 2012).

Motorický deficit je jedním z hlavních zdravotních postižení spojených s mozkovou příhodou. Pokud prostředí není upraveno tak, aby vyhovovalo funkčním omezením pacienta – například nepřítomnost asistenčních zařízení na podporu každodenního života – může tato fyzická disabilita podstatně ovlivnit kvalitu života (Dimyan, 2011).

## **Penumbra**

Astrup et al. (1981) definovali penumbru jako stav ischemického mozku s tokem mezi dvěma prahovými hodnotami – horním a spodním prahem selhání, za současného selhání iontové pumpy. Jedná se o oblast s elektrickým tichem s normální nebo jen mírně zvýšenou extracelulární koncentrací draslíku.

Dle Barona (2018) je ischemická penumbra těžce hypoperfuzovaná, hypoxická, elektricky tichá mozková tkáň. Po vzniku iktu je nutné k záchraně tkáně co nejvčasnější obnovení průtoku krve touto oblastí. Pokud nedojde k obnově průtoku krve a tkáň je delší dobu vystavena sníženému přísunu kyslíku, dochází k ireverzibilnímu poškození.

Kalvach (2010) uvádí, že pokud je průtok krve pod 20 ml/min dochází k depolarizaci buněčných membrán s následnou ztrátou funkce. Dle lokace iktu v korové oblasti pozorujeme klinický projev CMP (paréza, poruchy vědomí, hemianopsie, hypestézie, poruchy vegetativního systému). Stejně tak i Zaro-Weber et al. (2019) ve své práci upozorňují na nutnost rychlé detekce penumbry především z hlediska dalšího klinického vývoje.

Penumbra je také často označovaná jako ischemický polostín, kde si nervové buňky zachovávají vitalitu se současným funkčním postižením při depolarizaci buněčné membrány. K porušení funkce neuronu dochází již v prvních minutách hypoxie mozku, kdy dochází k přerušení neurotransmise důsledkem ztráty membránového potenciálu a snížení počtu synaptických vezikul. Dokud je zachována vitalita těchto neuronů a podpůrných gliových buněk, je kyslík ze zbytkového průtoku krve maximálně využíván (Kalvach, 2010).

Identifikace ischemické penumbry má proto zásadní význam pro zavedení reperfučních terapií ischemicky narušené, ale životaschopné mozkové tkáně při akutní ischemické cévní mozkové příhodě (Zaro-Weber, 2019).

## **Diaschíza**

Vedle penumbry je popisována také diaschíza. Původně byl termín „diaschisis“ vytvořen von Monakowem v roce 1914 (Finger, 2004) k popisu neurofyziologických změn, které se objevují vzdáleně od ohniska léze. Několik desetiletí byl velký klinický zájem o popsání příznaků, které vlastní léze nemohla plně vysvětlit. První zobrazovací studie však vznikly až na konci 70. let, kdy byl částečně potvrzen klinický význam diaschízy (Carrera, 2014).

Kalvach (2010) uvádí, že se jedná o oblasti vyhaslých funkcí, které jsou funkčně propojené s ložiskem primárního iktu. Pokud jsou tyto oblasti anatomicky vzdálené, diagnostika je snazší. V některých případech se však stává, že jsou oblasti lokalizovány blízko sebe nebo se

dokonce překrývají dle vyšetření SPECT, CTP, PET, zde je zobrazení postaveno na změně průtoku nikoli na změně fyzikálně chemické struktury. Diaschitická tkáň nemá změny v obsahu lipidů, vody ani změny ve vitalitě.

Carrera a Tonin (2014) definují diaschisis jako vzdálené neurofyziologické změny přímo způsobené fokálním poškozením. Současně uvádí dva typy diaschízy: a) fokální diaschíza odkazuje na přítomnost vzdáleného neurofyziologického ohraničení změny založené na původní definici dle von Monakowa (Finger, 2004), b) neohnisková diaschíza se týká nefokálních změn, jako jsou změny ve vzdálené konektivitě, selektivní změny ve vazbě v důsledku ztracených aferentů z poškozeného uzlu konkrétní sítě (Campo, 2012).

### **Kolaterální cirkulace**

V případě nezprůchodnění cévy dochází ke vzniku kolaterálního oběhu, který výrazně ovlivňuje celý průběh iktu. Pokud kolaterální oběh dokáže dostatečně zajistit zásobení postižené oblasti krví, klinické příznaky se nemusí projevit. Kolaterální řečiště jsou velmi variabilní jak v počtu, tak možnosti distribuce a rozsahu (Menon, 2013).

Studie Miteffa et al. (2009) a Banga et al. (2008) dokazují, že existuje korelace mezi dobrým kolaterálem a menším jádrem ischemie, oproti tomu je však větší oblast penumbry, pro kterou je zásadní zásobování. Prodloužení doby přežití ischemické penumbry současně dává prostor k rozšíření časového okna pro dosažení reperfuze.

#### **2.1.1 Klinický obraz centrální parézy na horní končetině**

Klinický obraz parézy se liší dle lokalizace léze. Pokud se jedná o ischemii v karotickém povodí, objevují se symptomy z frontálního, temporálního či parietálního laloku, ale i z hlubokých oblastí např. capsula interna (Kolář, 2012).

Paréza je hlavním a nejčastějším projevem po CMP, která se jeví jako slabost a má za následek pomalejší, méně přesné a méně funkční pohyby ve srovnání s pohyby zdravých končetin. Paréza se ve většině případů objevuje kontralaterálně k lézi mozku.

Jedinci s mírnou parézou mají lehčí poruchu hybnosti nebo cití, zatímco jedinci se středně těžkou až těžkou parézou či plegií mají výrazný sensoricko – motorický deficit (Lang, 2013).

Pokud se jedná o ischemii v povodí a. cerebri media, kontralaterální paréza bude akcentovaná na horní končetině s maximem na akru. Končetiny jsou v tzv. Wernikeově-Mannově držení, vnitřní rotace s addukcí a depresí v ramenním kloubu, flexe v lokti s pronáčným postavením

předloktí, flexe prstů s ulnární deviací v akru. Může se objevit porucha povrchového i hlubokého cití HK.

Ischemie v povodí a. cerebri anterior se projevuje kontralaterální parézou, akcentace parézy je však na dolní končetině. Mohou se objevovat organické psychosyndromy, poruchy exekutivních funkcí, které mohou ovlivnit funkci horní končetiny i soběstačnost jedince.

### **Ztráta selektivní hybnosti**

Izolovaný pohyb je schopnost cíleně pohybovat jedním segmentem nezávisle na ostatních segmentech. Při poškození kortikospinálního systému v důsledku CMP vzniká vedle parézy i deficit selektivní hybnosti, selektivní aktivizace svalových skupin, porucha svalového tonu či abnormální synergie (Lang, 2013).

I po výrazném zlepšení stavu HK stále přetrvává snížená selektivní hybnost prstů, snížená koordinace prstů a dexterity. Takto zlepšení jedinci dokonce i získají původní hybnost prstů v plném rozsahu, pokud se však jedná o izolované pohyby prstů, jsou doprovázeny neúmyslnými pohyby dalších prstů. Tyto zvýšené souhyby nejsou důsledkem změn v pasivních biomechanických vazbách, ale naopak ukazují, že kortikospinální systém neprodukuje pouze iniciaci ke kontrakci svalu konkrétního prstu, ale současně i inhibuje okolní svaly pro nevhodnou kontrakci. A právě tato inhibice může být narušena (Schieber, 2009).

Langová a Beebe (2007) ve své práci uvádějí, že takto popsany selektivní pohyb není pouze u pohybu prstů, ale ve všech segmentech HK. Tento jev lze velmi často pozorovat, když při ohnutí lokte dojde k současné ABD ramene či flexi akra/prstů. V pozdější studii Langová et al. (2013) uvádějí, že frakcionalizace pohybu je nezbytná pro motorické řízení HK, snížená schopnost frakcionalizace pohybu může omezit funkci celé končetiny.

Jedinci s těžší parézou a hypertonicitou mají nižší schopnost izolovaných pohybů než jedinci s lehkou až frustní parézou.

### **Abnormální svalový tonus**

Svalový tonus je odolnost svalu vůči pasivnímu prodloužení. Abnormální svalový tonus bývá nejčastěji v podobě hypertonicity nebo hypotonicity. Obvykle nastává případ, kdy v akutním stádiu CMP je horní končetina hypotonická a postupem času dochází ke zvyšování svalového tonu, až přejde do hypertonicity. Hypotonicita je způsobena poškozením kortikospinálních

neuronů, které se projevuje sníženou rezistencí vůči pasivnímu pohybu a ztrátou napínacího reflexu (Jones, 2011).

Oproti tomu hypertonicita, nazývaná také spasticita, je zvýšený svalový tonus vznikající v důsledku poruchy inhibice následkem poškození kortikospinálního traktu. Klinicky se jedná o zvýšenou odolnost vůči pasivnímu protažení a zvýšené reflexní odpovědi.

Spasticita je rychlostně vázané zvýšení svalového tonu (reaguje na protažení), které nemůže nikdy nastat v klidu, protože čistě spastický sval má nulovou klidovou aktivitu a není zodpovědný za konfiguraci končetiny. Spastická dystonie je však na pacientovi pozorovatelná a je zodpovědná za postavení končetiny, neboť i v klidovém stavu je podmíněna mimovolným stahem paretických svalů (Gál, 2015).

Spastická dystonie může mít negativní i pozitivní využití, z funkčního pohledu omezuje pacienta více než spasticita, na druhou stranu, pokud je díky ní končetina ve funkčním využitelném postavení (dráповitá ruka), pacient může končetinu využít k přidržení či pasivnímu přenášení předmětů ADL.

U horní končetiny je závažnost parézy vysoce korelována se schopností provádět segmentovaný pohyb a stejně tak i stupeň spasticity nebo abnormální svalový tonus odpovídá přiměřeně závažnosti parézy (Lang, 2007).

### **Porucha somatosenzoriky**

Ke ztrátě somatosenzoriky po CMP dochází v důsledku poškození vzestupné somatosenzorické dráhy nebo somatosenzorické kortikální oblasti. Jedinec s touto poruchou má následně obtíže sledovat a korigovat pohyb končetiny. Funkční využití končetiny se pak odvíjí od rozsahu a lokace poškození a od modalit cití, které jsou poškozeny.

Ačkoli každá z výše uvedených poruch může nastat izolovaně, častěji se vyskytují v kombinacích, protože po cévních mozkových příhodách bývá stejné poškození neurologických struktur (kortikospinálního systému) nebo poškození sousedních somatosenzorických struktur.

#### **2.1.2 Změna funkce horní končetiny po získaném poškození mozku**

U pacientů po získaném poškození mozku je nejčastější poruchou funkce horní končetiny a je nejvíce přenášena až do chronických fází. Současně deficit v oblasti ruky pacienty nejvíce limituje v aktivní participaci během běžných denních aktivit (Calabro, 2019; Cruz, 2005).



Z 80 % pacientů trpících akutní parézou horní končetiny po CMP pouze jedna třetina dosahuje plné funkční obnovy (Beebe, 2009).

Zatímco v subakutní fázi CMP u většího množství pacientů dochází k úpravě chůze (funkce DK), paretická horní končetina zůstává bez funkce šest měsíců od vzniku léze u 33-66 % jedinců (Tedesco Triccas, 2017; Wade, 1983). Pouze u 5-20 % dojde k úplnému funkčnímu zapojení horní končetiny (Jan, 2019).

Beebe a Langová (2009) předpokládají, že proximální i distální segmenty horní končetiny jsou podobně ovlivněny v časné (akutní – subakutní) fázi CMP. Funkční využití ruky závisí nejen na schopnosti manipulace s předměty, ale také na optimálním umístění horní končetiny v prostoru a následné orientaci ruky. Z tohoto důvodu mají proximální i distální segmenty nezastupitelnou roli při obnově funkce HK po CMP. Vícenásobná regrese odhalila, že aktivní rozsah (z aj. Active Range of Motion, AROM) segmentu ramene a prostředního prstu (měřeno jeden měsíc od vzniku CMP) předpovídá 71% rozptylu ve funkci horní končetiny tři měsíce po CMP. Prediktivní hodnota AROM v rameni předpověděla téměř všechny odchylky ve funkci ruky. Pokud by se hodnota potvrdila u většího vzorku pacientů, jednalo by se o převratné řešení, které by mělo vysokou ekonomickou i klinickou využitelnost ve srovnání s nákladnými vyšetřeními pomocí fMRI či MEG.

V chronické fázi po CMP zůstává až 40 % pacientů s motorickým deficitem, který přímo ovlivňuje volnost, koordinovanost a efektivnost pohybu horní končetiny (Murphy, 2015).

Starší studie popisují vztah mezi svalovou slabostí a funkčním využitím končetiny, kdy nejsilnější vztah byl evidován u distální skupiny svalů, kde je větší přímé kortikospinální dráždění. Distální část končetiny bývá funkčním deficitem postižena nejvíce (Mercierand, 2004).

Pro pacienty po CMP bývá nejobtížnější provedení funkčního úchopu. Uchopení předmětu odráží úspěšnost souhry mezi senzoryckými informacemi a přesným ovládním svalové aktivity distálního svalstva. Při zvedání předmětu musí být síla uchopení dostatečná pro zabránění vyklouznutí předmětu z ruky. Je třeba se však vyvarovat i nadměrné síle uchopení, která může mít na předměty deformační vliv a stejně tak způsobit nefunkční manipulaci (Alberts, 2009).

Dle Cruze et al. (2005) může být samotná síla stisku prediktorem k mozkové obnově. Ve své studii uvádí, že pacienti po mozkových příhodách vykazovali vysokou korelaci mezi střední silou vyvíjenou prsty a pracovní plochou. Data nasvědčují tomu, že aktivace změněných pohybových vzorů u pacientů po CMP má za následek směrovou svalovou slabost.

Pozměněná svalová excitace se silovým zaměřením a nezávislost aktivace svalů mají za následek snížený rozsah pohybu prstů.

Mezi náročnější činnosti, které vyžadují vyšší kontrolu a koordinaci úchopových sil se řadí bimanuální aktivity. Během výkonu těchto bimanuálních úkolů obvykle slouží jedna končetina ke stabilizaci předmětu s úkolem zajištění objektu a zůstává relativně stacionární. Druhá končetina má funkci manipulační (častěji zdravá končetina), působí na objekt otáčením, tahem nebo tlakem. Pro provádění bimanuálních činností je nutná současná kontrola úchopu, působení úchopových sil a integrace smyslových informací z obou horních končetin (Alberts, 2009).

U pacientů po získaném poškození mozku dochází k poruše volného řízení motoriky a střídavé aktivaci svalových skupin. Při opakovaně nevhodném působení na zevní objekty dochází k dalším pohybovým poruchám, které mohou být fixovány v podobě patologických pohybových souhybů (Véle, 2006).

U výše uvedených pacientů se často jedná o souhyb v oblasti pletence ramenního, kdy dochází k nevhodné manipulaci horizontálním směrem (manipulace s přiborem během sebesycení či manipulace s hřebenem nebo kartáčkem při osobní hygieně).

Zda bude výsledný pohyb odpovídat představě, nezávisí pouze na vyvinuté síle, ale i na činnosti centrálního nervového systému (CNS), která je zodpovědná za výběr vhodných prostředků (aktivaci správných svalových segmentů) a využití fyzikálních zákonitostí. Správné řízení z CNS ekonomizuje pohyb pomocí koordinace (Véle, 2006).

Pacienti po CMP mají tendenci používat náhradní patologické souhyby při fázi přiblížení. Amplituda rychlosti je nižší a obvykle dosáhne maxima dříve než u zdravého jedince. (van Vliet, 2007). To znamená, že iniciální vyvinutá síla k pohybu končetinou je slabší a decelerace nastane dříve s delším trváním. Tento fakt může naznačovat využívání kompenzační strategie s vyšší mírou spoléhání se na zpětnou vazbu při řízení pohybu (Murphy, 2015).

Při manipulaci s těžšími předměty či zvedání předmětů ze země je nutné dodržet optimální pracovní polohu, neboť na předmět se přenáší energie z celého pohybového aparátu. Při nevhodných pracovních polohách může dojít k přetěžování některých svalových skupin, které se rychle unaví pro nadbytečný výdej energie a repetitivním pohybem může dojít i k poškození svalů (Véle, 2006).

## **Funkce ruky a Activity of Daily Living po CMP**

Dle Johnsonové (2001) a Page et al. (2002) bývá na horní končetině popisovaná jedna z primárních poruch po CMP, neboť má významný dopad na provádění ADL. Johnsonová (2006a) uvádí, že šest měsíců po cévní mozkové příhodě bylo až 26 % pacientů starších 65 let závislých v ADL.

Nicméně návrat hybnosti a funkce horní končetiny je jedním z hlavních cílů rehabilitace, neboť je důležité, aby se zabránilo dlouhodobé závislosti jedince v ADL, sociálních a pracovních aktivitách (Coupar, 2010).

Provádění běžných denních činností znamená kvadrukoordinaci všech čtyř končetin, a to i v případě, že se jedná o manipulaci s předměty za využití horních končetin, protože pro zvýšení účinnosti použité síly je nezbytná dostatečná opora o dolní končetiny a stabilizace polohy celého těla. Celkový výkon je závislý jak na síle svalů, tak na jejich koordinaci (Véle, 2006).

Právě koordinace a vyvinutí síly stisku jsou dvě oblasti, které výrazně limitují končetinu v jejím funkčním využití. Při snaze o vyvinutí dostatečné síly často dochází ke zvýšení spasticity a nejedná se o volné působení síly. Následně pak není možné provést všechny fáze úchopu, především fázi uvolnění. Stejně tak koordinace prstů, která souvisí se selektivní hybností prstů, je obtížná ve fázi rozevření a sevření předmětů tak, aby mohlo být na předmět působeno optimální silou, protože prsty nejsou ve vhodných pozicích.

Manuální činnosti jsou výsledkem vhodné koordinace palce a prstů. Během přesné manipulace vyvíjí prsty potřebnou sílu a točivý moment pro překonání vnitřních odporů předmětu (Chang, 2008).

Jednou z nejnáročnějších aktivit pro manipulaci s předměty je otevírání sklenic či lahví. Tento úkol vyžaduje optimální konfiguraci uchopení a vyvinutí značné síly ruky a zápěstí pro vytvoření vhodného točivého momentu. Jedna končetina zaujímá válcový úchop a druhá dlaňový úchop s opozicí palce. Opačný palmární úchop na víku je konfigurován extenzí palce a mírnou abdukci v karpometakarpálním kloubu s flexí jak v metakarpofalangeálním kloubu, tak v interfalangeálním kloubu. Ostatní čtyři prsty pevně uzamknou jejich metakarpální klouby v mírném ohybu a oba interfalangeální klouby v ohybu 30–45°. Zápěstí zůstává v neutrální nebo extendované poloze. Protože všechny prsty pevně uchopí víko nádoby, palec zůstává v opozici oproti prstům. Již tato selektivita palce od zbylých prstů tvoří bariéru v provedení činnosti u pacientů se středně těžkou až těžkou hemiparézou. U frustních paréz jsou pacienti schopni opozice palce, vnitřní svaly se izometricky kontrahují, aby byla celá

ruka imobilizována, a vnější svaly mohou přenášet sílu a točivý moment přes zápěstí, aby se nádoba otevřela. Hlavní pohyb, který přispívá k otevírání sklenice, je radiální dukce zápěstí se současnou pronací předloktí (Chang, 2008).

V časném stadiu po poranění mozku je normální klidový tonus unilaterálně snížen, svaly nejsou schopny produkovat dostatečnou sílu ani při nejmenších pohybech, často dochází ke ztrátě automatické kontroly, snížení povrchového cití a snížené propiocepci (Montecchi, 2016).

Běžně prováděná činnost jako otevírání lahví se stává zcela neproveditelnou aktivitou vzhledem ke změně funkce, která se objevuje na paretické horní končetině po CMP. Optimální konfigurace v kombinaci s potřebnou svalovou silou může být obtížná dokonce i pro pacienty s lehkým stupněm hemiparézy.

Díky své specifické anatomické charakteristice palec vždy vyvíjí sílu proti ostatním čtyřech prstům jak při držení předmětů ADL, tak při manipulaci s nimi. Palec vždy vyvíjí stejně velkou sílu jako protějščí čtyři prsty, jinak by došlo k poškození předmětu nikoli pouhému držení (Edwards, 2002).

Karner et al. (2012) hodnotí moment točení, úhlové zrychlení a kloubní rozsah horních končetin během čtyř běžných denních činností: česání vlasů, pití z lahve brčkem, škrábání se na hrudi a manipulaci s druhou končetinou. Ve studii byl použit systém s infračerveným světlem, dvě kamery pro zaznamenání pohybu a na tělo bylo připevněno pět markerů označujících sternu, acromioclaviculární skloubení, laterální epikondyl humeru, radiální kost processus styloideus a caput ulnae.

Během pití a česání vlasů se ukázalo, že v loketním kloubu jsou k dispozici velké rozsahy pohybu, kdy pro dosažení těchto úkolů bylo zapotřebí v průměru 140°. Na rozdíl od pití byly během česání pozorovány vyšší hodnoty v elevaci ramene (v průměru 55,7°). Úkoly, kdy je ruka přemístěna k ústům, vyžadují dokončení menšího vyvýšení ramen než úkoly, kdy se ruka pohybuje nad ústy. Během všech nahrávaných úkolů docházelo u všech hodnocených k minimálnímu pohybu trupu.

Při pohledu na rozložení úhlové rychlosti během různých úkolů byly pozorovány dva vzory. Zaprvé pro pohyb ruky k ústům nebo výše se zdá, že úhlové rychlosti pro elevaci ramen a flexe lokte jsou velmi dominantní a zadruhé, při nižší poloze ruky je rychlost otáčení humeru silně kontrolována. Průměrné úhlové rychlosti jsou obecně mnohem nižší zvláště během fáze uchopení. Obecně platí, že úhlové rychlosti jsou nízké v oblastech, kde se

generují vysoké točivé momenty (manipulace druhou končetinou kolem 3,5 s a během pití 2,5 s) (Karner, 2012).

U paretických končetin je v důsledku ztráty selektivní hybnosti a abnormálního svalového tonu snížený kloubní rozsah, funkční vazby a synergie. Relativní načasování pohybů ramen a loktů (tj. vzájemná koordinace) je u pacientů s cévní mozkovou příhodou narušeno a závisí na směru, kterým by se měla končetina pohnout. Na rozdíl od zdravého jedince současně dochází k souhybu trupu, který vzniká v důsledku nedostatku hybnosti ramene a lokte, nejčastěji se jedná o rotaci trupu s rotací a elevací ramene a flexí v lokti (van Kordelaar, 2012).

Dewald a Beer (2001) kvantitativně charakterizovali synergie vzorů točivého momentu kloubu při maximálně vyvinuté síle a zjistili, že volní abdukce ramene produkuje abnormální spontánní aktivitu flexe lokte u subjektů s hemiparézou, současně snaha o extenzi lokte je spojená s addukcí ramene. Dále dospěli k závěru, že tyto synergie vysvětlují omezení při fázi úchopu – přiblížení, které není způsobeno svalovou slabostí, ale abnormální vazbou točivého momentu mezi ramenem a loktem. Toto zjištění bylo potvrzeno i u pacientů s lehkou hemiparézou.

Ve chvíli, kdy se u pacienta objeví aktivní hybnost v oblasti horní končetiny, aktivují se i další svaly v typických vzorcích („spastické synergie“), v důsledku převedení řízení motoriky na mimo – pyramidové dráhy. Od stupně rozvíjející se spasticity lze odvodit i míru aktivace dalších svalů (Gál, 2015).

Vzhledem k častému poškození senzomotoriky v oblasti paretické horní končetiny je nutné poskytovat jinou formu zpětné vazby (nejčastěji vizuální), aby bylo možné vyvinout optimální svalovou sílu s cílem manipulace s předměty ADL. Pokud pacient není schopen se řídit vizuální zpětnou vazbou, je nutné přistoupit k dalším kompenzačním strategiím, které jsou využívány především u pacientů s kognitivním deficitem či neglect syndromem.

Při bimanuálních aktivitách, kde je v rámci manipulace nutné využít točivý moment, je potřebná menší síla palce, pokud je předmět umístěn v neutrální poloze či diagonále u těla. Pokud je předmět položen na stole, je nutné vyvinout větší sílu palce pro vytvoření točivého momentu (Fowler, 2002).

Aktivní funkční zapojení paretické končetiny do bimanuálních činností může být ovlivněno nejen svalovou silou a koordinací prstů, ale také ztuhlostí ruky, edémem ruky i zápěstí či potivostí. Boomkampová-Koppenová et al. (2005) ve své práci popisují potivost ruky u 72,7 % z 88 pacientů po CMP a otoky ruky u 33 %. Potivost a otoky byly častěji

pozorovány u pacientů s hypertonickými prsty a sníženou citlivostí, současně bylo pozorováno signifikantní zhoršení ve výsledcích funkčních testů *Frenchay Arm Test* a *Nine-hole Peg Test*. Dle Montecchi et al. (2016) je izolovaný edém v literatuře popisován minimálně a jeho etiologie není příliš jasná.

## 2.2. Neuronální plasticita mozku

Neuronální plasticita je popisovaná mnoha autory z různých úhlů zkoumání, ačkoli první hypotézy o existenci neuroplasticity vyslovené fyziologem Hermannem Munkem kolem roku 1877 byly v průběhu let potvrzovány i vyvraceny. S rozvojem moderní rehabilitace se začínaly rozvíjet teorie reorganizace mozkových funkcí po získaném poškození mozku a hlavním cílem rehabilitace se stalo optimální využití spontánní regenerace a neuronální plasticity (Kolář, 2012; Lippertová–Grünerová, 2005).

Kwakkel et al. (2004) popisují plasticitu jako komplexní proces, ke kterému pravděpodobně dochází kombinací spontánních a na učení závislých procesů, včetně restituce (obnovení funkčnosti poškozených neuronálních tkání), substituce (reorganizace částečně ušetřených nervových drah k opětovnému načtení ztracených funkcí) a kompenzace (snížení rozdílu mezi zhoršenými dovednostmi pacienta a požadavky jejich prostředí).

Dle Langhorna et al. (2011) se jedná o dynamický proces, který nelze zapouzdřit na jeden časový bod. Spolu s Chenem et al. (2002, 2014) uvádějí, že se oprava opírá o spontánní mechanismy, jako je řešení diaschízy, reaktivace původně deafferentovaných nebo deafferentovaných oblastí, reorganizace neuronálních projekcí, hyperexcitabilita, odmaskování původně inhibovaných existujících sítí, posílení stávajících obvodů, regenerace spojení, dendritické klíčení, synaptogeneze a neurogeneze.

Dle Hana et al. (2003) není pro nastartování plastických změn nejdůležitější aktivační dráha, ale samotná kortikální aktivace. Plasticita nervového systému je tedy schopnost vytvořit trvalé strukturální a funkční změny vlivem vnějších podnětů. Na vlivu vnějšího prostředí se shoduje s Nudem (2006), který uvádí, že mnoho studií na zvířatech i lidech prokázalo různé změny vyskytující se v CNS na molekulární i synaptické úrovni, dochází-li k interakci s vnějším prostředím. Plasticita neuronálních tkání (neuroplasticita) je definována jako biologický substrát učení a paměti a patří mezi hlavní faktory ovlivňující zotavení po cévní mozkové příhodě. Loubinouxová et al. (2017) se domnívají, že období pro vrchol neuroplasticity se odhaduje v rozmezí jednoho až dvou měsíců po vzniku léze.

Většina autorů se shoduje v tom, že se jedná o spontánní proces obsahující více dílčích procesů v reakci na vnější i vnitřní podněty organismu.

Vlastnosti plasticity CNS jsou u lidí zachovány po celý život a jsou zesíleny v případě zranění nebo přizpůsobení se novým prostředím. Takovými příklady jsou mechanismy „samoopravování“ a reorganizace. Neuronová spojení využívají nové funkční konzistentní cesty, ale anatomicky odlišné od těch s poruchou (Rossini, 2000).

Vrozená fyziologická i anatomická plasticita jsou důležité procesy pro obnovu motorických funkcí především v kombinaci tréninku specifického pro úkol (task oriented training) a aerobního cvičení. Společně jsou zlatým standardem pro rehabilitaci po CMP (Dimyan, 2011).

Rostoucí důkazy naznačují, že intenzivní stimulace poskytovaná rehabilitací je nezbytná ke zvýšení zlepšení motorické funkce po cévní mozkové příhodě, a tím potenciálně podporuje neuroplasticitu pro učení nových motorických dovedností (Kiper, 2016). Nicméně i při intenzivním tréninku a specifické fyzické aktivitě je 15–30 % pacientů s cévní mozkovou příhodou trvale postiženo. V současné době stále probíhají výzkumy zaměřené na vývoj nových terapií, které zvyšují neuroplasticitu u těchto pacientů (Dimyan, 2011).

Pro nastavení optimálních terapeutických strategií pro pacienty po získaném poškození mozku je zcela nezbytná znalost a porozumění neuroplastickým změnám, které jsou spojené s obnovou senzorky a motoriky. Rennerová et al. (2009) ukazují na lézně specifické mechanismy reorganizace během stejné rehabilitační intervence, neboť reorganizace neprobíhá jednotně u všech typů a lokací lézí. K optimální aktivaci fyziologické motorické sítě pro různé léze mohou být zapotřebí odlišné rehabilitační strategie. Kipera et al. (2016) doplňují, že kortikální plasticita může nastat buď v důsledku tréninku různých dovedností nebo stejného úkolu na různých úrovních obtížnosti. Jako nejsilnější prediktory neurální opravy pro centra horní končetiny se jeví úroveň poškození horní končetiny a její funkce v prvních týdnech od vzniku léze (A) a nezměněné motorické nebo somatosenzorické evokované potenciály (B).

Studie Johnsonové (2006a) a Calauttiové s Baronem (2003) naznačují, že zotavení po CMP je charakterizováno: 1) zvětšováním motorických a senzorkých oblastí v postižené hemisféře ve vztahu k paretické končetině; 2) zvyšováním aktivit a náborem již existujících motorických sítí v nedotčených oblastech a v oblastech obklopujících místo léze a v mozečku a 3) snižováním množství aktivity v primárních a sekundárních motorických oblastech v průběhu času, zejména v oblastech na hemisféře ipsilaterálně k lézi (Schaechter, 2004).

Schaechterová (2004) dále dodává, že u pacientů po CMP s dostatečně zachovalou integritou ipsilezionálně senzomotorického kortexu a jeho kortikospinálního traktu může dojít k rychlému motorickému zotavení a může být navrácena dominance tohoto somatosenzorického kortexu. Naopak u pacientů, kde je tato integrita oslabená pro optimální zotavení, může dojít ke zvýšenému náboru kontralezionálního senzomotorického kortexu k dosažení motorického zotavení.

Guggisberg et al. (2019) uvádějí pět základních principů, na kterých je založena neuroplasticita po CMP. Poškození konkrétních traktů bílé hmoty (1), kde došlo k lézi, se projevuje závažným klinickým deficitem a menším zotavením, a to platí i pro asociované oblasti a kognitivní funkce. Poškozený trakt má tendenci k atrofii během prvních týdnů (2), což následně vede k atrofii odpovídající šedé hmoty a menšímu klinickému zotavení. Tento fakt se týká globálních mozkových funkcí v obou hemisférách. Neuroplasticita (3) závisí na strukturální konektivitě v distribuovaných sítích a na schopnosti kompenzovat ztrátu původních cest. Dochází k narušení interakcí poškozené lokální části mozku (4), ale i mezi jednotlivými vzdálenými částmi, které nejsou přímo ovlivněny iktem. Zachované ipsilezionální oblasti (5) mozku mohou zlepšit jejich interakce se zbytkem mozku a přispět tak ke zmírnění klinického deficitu.

Couparová et al. (2012) ve svém systematickém review a meta-analýze (zahrnuto 58 studií) zdůrazňují potřebu zlepšení kvality podávání zpráv o prediktivních studiích v oblasti neurálního zotavení center horních končetin po CMP.

Loubinouxová et al. (2017) popisují čtyři hlavní fáze neuroplasticity mozku. První fáze zahrnuje buněčnou lýzu a zánět, druhá fáze obsahuje vznik diaschízy, která trvá měsíce, až dochází v této oblasti k buněčné smrti a následují poslední dvě fáze expanze a fokalizace.

Plastické změny probíhají nejen ve čtyřech fázích, ale je možné je rozdělit i na tři hlavní úrovně (Kulišťák, 2011):

a) **Synaptická** – na základě vnějšího, ale i vnitřního podnětu (informace) se dlouhodobě moduluje přenos na opakovaných synaptických neuronálních okruzích, např. princip učení.

b) Na **lokálních** okruzích probíhají neuroplastické změny při změně aferentace. Může se jednat např. o částečnou denervaci, kde synapse, které ztrácejí své spojení, následně degenerují, zatímco zbývající nepoškozené vstupy se zmnožují a tvoří nové fungující synapse v místech synapsí ztracených.

c) Na **multimodální** úrovni probíhají změny, které zajišťují nové vztahy mezi jednotlivými oblastmi mozku. Neuronové sítě a obvody jsou vysoce propojené, poškození způsobené



poraněním mozku jako je fokální cerebrální ischemie, neúmyslně ovlivňuje centra distálně od místa poškození. Změny na této úrovni se pak podílejí na opravě těchto vzdálených center (Sandvig, 2018).

## **Klasifikace neurální plasticity**

### **1) Reparační neuroplasticita**

Základem reparační neuroplasticity jsou změny ve struktuře CNS, které následně ovlivňují či obnovují funkci jejích center. Jedná se o změny v účinnosti a počtu synapsí, přeskupování a tvorbě nových dendrických větví a axonů, přestavbu lokálních neuronových sítí a změny funkčních vztahů mezi jednotlivými oblastmi. Takové změny ve struktuře probíhají tehdy, pokud na jedince působíme stimuly (proprioceptivní, exteroceptivní, vizuální, motivační) (Kolář, 2012; Trojan, 1997).

Plasticita vztahující se k účinnosti a počtu synapsí odkazuje na změny v síle těchto synapsí, na chemické a elektrické reakce mezi mozkovými buňkami. Zahrnuje mnoho konkrétních procesů jako např. změny počtu receptorů pro určitý neurotransmitter nebo změny v syntetizaci proteinu v buňce (Demarin, 2014). K reparační neuroplasticitě dochází v důsledku poškození neuronálních okruhů vlivem vnitřních nebo vnějších patologických podmínek (Kolář, 2012; Trojan, 1997).

### **2) Evoluční neuroplasticita**

Evoluční neuroplasticita je popisována jako evoluční vznik jednotlivých struktur CNS, kdy jejich stavba probíhá ve třech fázích. Nejdříve neurony proliferují, ve druhé fázi migrují na jim určená místa a následně se diferencují. Během diferenciace se vytvářejí konečné velikosti buněk, délky axonů a uspořádání aferentních a eferentních obvodů (Trojan, 1997).

Probíhá již od prvních dnů vývoje jedince (přibližně 24. gestační den, kdy se uzavírá neurální trubice) a dochází nejdříve ke strukturálním změnám a následně k funkčním, a to na všech úrovních (lokální přestavby i vyšší mozková centra). Spolu s reparační a adaptační plasticitou je evoluční plasticita nejsilnější hned po narození a v průběhu let klesá, nejvíce po 3. a 6. roce, a po 12. roce je již na úrovni dospělého jedince.

Důležitou vlastností evoluční neuroplasticity je tzv. programovaná buněčná smrt (apoptóza). Pokud je řídicí centrum dostatečně vyvinuté, přebytečné buňky mohou zemřít. V opačném případě může dojít k nevhodně fungujícímu propojení mezi nadbytečnými neurony, které má za následek neoptimalizovaný řídicí systém (Kolář, 2012).

### **3) Reaktivní neuroplasticita**

Reaktivní neuroplasticita se skládá z mnoha procesů, redukce nekrotických a apoptických buněk, angiogeneze, neurogeneze, neurální migrace, remyelinizace, růstu axonů, dendrického pučení a synaptogeneze (Wieloch, 2006).

Některé z těchto procesů pravděpodobně stojí za řešením diaschitických změn po získaném poškození mozku (obnova přechodné ztráty funkce oblastí mozku spojených s oblastí poranění), a to i z důvodu, že se nejvíce uplatňuje v prvních týdnech po vzniku poškození. Bývá nejčastěji zodpovědná i za tzv. spontánní úpravy mozku (Nadeau, 2014).

Spontánní reorganizace, která je základem podstatného funkčního zotavení, obvykle probíhá v průběhu času v perilezionální oblasti i ve vzdálenějších oblastech v ipsilezionální a kontralezionální hemisféře (Xerri, 2014).

### **4) Adaptační neuroplasticita**

Adaptační neuroplasticita je vyvolána působením dlouhodobého, opakujícího, intermitentního podnětu (Kulišťák, 2011; Kolář, 2012). Takto působící podněty aktivují neuroplastické děje nejen na úrovni synapsí, ale dokonce i na úrovni lokální a multimodální. Rozdílné délky a tvary dendritů mohou způsobit odlišné větvení a přestavbu dendrického stromu, a to následně vede k reorganizaci aferentních vstupů (Trojan, 1997).

Rehabilitace po získaném poškození mozku obvykle zahrnuje intenzivní motorická cvičení se zaměřením na podporu adaptační plasticity poškozeného motorického systému, minimalizaci motorických deficitů a vývoj nových strategií v motorickém učení (Garrison, 2013).

#### **2.2.1 Současné strategie podpory rozvoje neuroplasticity**

V současné době stále probíhají studie, které se zaměřují na strategie a techniky ovlivňující neuroplasticitu mozku. Ve vztahu k tématu práce jsou popsány tři strategie ovlivnění neuroplasticity; stimulace, moderní technologie na základě různých rozhraní a akčně-observační terapie (AO). Lze však využít i další strategie k ovlivnění neuroplasticity, např. farmakologickou intervenci, kdy se diskutuje o použití amfetaminu po CMP, ale studie se jednoznačně neshodují v jeho využití. Podobně je v procesu zkoumání ovlivnění neuroplasticity i pomocí kmenových buněk (Dimyan, 2011).

## **1) Stimulace nervového systému**

Stimulace nervového systému po CMP, která zvyšuje neuroplasticitu mozku, může být provedena ze dvou základních vstupů, buď z periferního nervového systému (PNS) nebo centrálně (CNS). Stimulace PNS může ovlivňovat CNS prostřednictvím aferentních drah a některé protokoly ke stimulaci PNS byly dokonce navrženy k vyvolání kortikální plasticity (Dimyan, 2011).

Sawakiová s kolegy (2006) prováděli u pacientů po CMP během cvičení periferní stimulaci, která zvýšila tréninkové účinky a vyvolala jasnou změnu plasticity. Změny vyvolané stimulací paže byly výraznější než změny vyvolané stimulací dolní končetiny či úplná absence stimulace.

Současně bylo prokázáno, že opakovaná stimulace periferních nervů zlepšuje jak sílu paretických končetin (Conforto, 2002), tak učení sekvenčních pohybů prstů (Conforto, 2010). Stimulace CNS, konkrétně primární motorické kůry (M1), může přímo zlepšit motorickou rehabilitaci po CMP. Protože fyziologický pohyb končetin je doprovázen přechodným zvýšením excitability v kortikospinálním traktu, řada studií se zabývá použitím elektrické stimulace aplikované transkraniálně (Zhang, 2017; Graef, 2016) nebo prostřednictvím implantovaných epidurálních elektrod (Levy, 2008; Brown, 2006) s cílem exogenně zvýšit excitabilitu ipsilezionální M1 po CMP za účelem zlepšení funkce.

Většina studií stimulace ipsilezionální M1 prokázala zlepšení alespoň jedné motorické schopnosti, např. aktivní rozsah pohybu nebo prokázala zlepšený výkon při konkrétních funkčních testech. Studie jsou však zatím ve fázi experimentální, prováděny na malém vzorku pacientů. Z pohledu účinnosti stimulace nervového systému se navrhuje nové studie, které prodlužují dobu léčby, kombinují rehabilitační metody a identifikují pacienty, kteří jsou pro aplikaci nejvhodnější (Dimyan, 2011; Johansson, 2011).

## **2) Neuroprotetika**

Výzkum invazivních i neinvazivních rozhraní mozek-počítač a nerv-počítač ukázal, že pacienti s cévní mozkovou příhodou mohou pomocí tréninku ovládat exogenní systémy (Wang, 2010; Buch, 2008). Tyto neuroprotetické metody se zkoumají nejen jako prostředek k obnovení funkce, ale také jako prostředek k podpoře a nácviku běžných denních činností (Dimyan, 2011).

Buch et al. (2008) zaznamenávají senzomotorický  $\mu$  rytmus přes postiženou oblast M1 pomocí MEG u pacientů s chronickou hemiparézou. Tito pacienti se úspěšně naučili používat

motorické snímky k ovládní rytmu a prostřednictvím rozhraní mozek-počítač ovládat ortotické zařízení, které otevíralo a zavíralo jejich paretickou (plegickou) ruku.

Zatím však neexistuje dostatek informací a studií s dostatečně velkým vzorkem pacientů s funkčním využitím exogenních systémů ovládaných tímto způsobem.

### **3) Akčně-observační terapie**

Akčně-observační terapie (AO) je definována jako dynamický stav, během kterého může pozorovatel pochopit simulovanou předváděnou činnost, která bude pravděpodobně následovat po sledovaném motorickém aktu (Sale, 2014).

Potenciálně vzájemný vztah mezi prováděním úkolu a pozorováním úkolu se běžně označuje jako zrcadlová aktivita. Přesněji řečeno neurony, které se aktivují jak při provádění úkolu, tak při pozorování podobného úkolu, se označují jako zrcadlové neurony a poprvé byly objeveny před více než dvěma dekádami u makaků (Brunner, 2014).

Buccino (2014) uvádí, že akčně-observační terapie využívá známý neurofyziologický mechanismus, kterým mozek spojuje pozorovanou akci se svým motorickým protějškem. I Brunnerová et al. (2014) uvádí, že výsledky behaviorálních a neurofyziologických studií naznačují, že pouhé pozorování pohybu usnadňuje funkci motorické paměti a motorický výkon u zdravých jedinců, ale hlavně u pacientů po CMP.

Během akčně-observační terapie se aktivují stejné kortikální motorické oblasti, které se podílejí na výkonu pozorované činnosti (Nojima, 2015; Ertelt, 2007). Existuje stále více experimentálních důkazů o tom, že motorické oblasti jsou aktivovány nejen tehdy, když je aktivita reálně prováděna, ale i pokud je prováděna v představě či pozorována.

AO terapie je zatím ojedinele využívána i ve spojitosti s roboticky asistovanou terapií, kdy jedinec nejdříve pozoruje požadovaný pohyb a následně pomocí robota se snaží sám pohyb vyvolat s různou mírou participace / dopomoci. Jedná se především o aktivaci precentrálního motorického kortexu a posteriální oblasti mozečku (Jeannerod, 2001).

Rizzolatti s Craigherovou (2004) a Brunnerová et al. (2014) doplňují, že během AO terapie pohybů ruky dochází k aktivaci i dolního parietálního laloku, čelního gyru a shodují se s předcházejícím autorem v aktivaci premotorické kůry.

AO terapie může být obtížná pro pacienty po CMP, kteří mají porušené Brocovo centrum, které je jednou z kortikálních oblastí aktivovaných pozorováním pohybů rukou / úst. Tito pacienti s frontální afázií mají specifickou poruchu správně kódovat pozorované akce. (Fazio, 2009)

Dle Rizzolattiho a Craigherové (2004) velké množství nedávno publikovaných neuroimagingových a neurofyziologických studií ukázalo, že během akčního pozorování se aktivuje reprodukovatelná síť kortikálních oblastí zahrnující i Brocovu oblast.

### **2.2.2 Plasticita a bimanuální terapie po CMP**

Bimanuální cvičení je známé pro aktivaci podobně distribuovaných neuronových sítí v obou hemisférách. Konkrétně se jedná o aktivaci suplementární motorické oblasti (SMA), senzomotorického kortexu, cingulárního motorického kortexu, laterálního premotorického kortexu, superiorního parietálního kortexu a cerebella (Debaere, 2004; Swinnen, 2004; Jäncke, 2000).

Swinnen a Wenderothová (2004) popisují i rozdílnou aktivaci kortikálních sítí během vizuálně naváděného (vnějšího) a nevizuálně naváděného (vnitřního) bimanuálního pohybu. Během vizuálně vedeného pohybu je více zapojen superiorní parietální kortex, premotorický kortex, thalamus, cerebelární lobus VI. Naopak během vnitřního navádění do bimanuálních pohybů jsou více zapojena bazální ganglia, suplementární motorická oblast, cingulární motorický kortex a cerebelární lobus IV-V, inferiorní parietální kortex a frontální kortex.

Cauraugh et al. (2010) v své metaanalýze uvádějí silný efekt bimanuálních pohybů paží na zlepšení motoriky HK po CMP. Současně popisuje dvě bimanuální techniky, které mají význam ve vztahu k motorické obnově. První bimanuální technikou je BATRAC (z aj. Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing). Jedná se o bilaterální cvičení formou synchronního či asynchronního tažení a tlačení za zvuku rytmické frekvence 0,67 až 0,97 Hz. Jsou prováděny čtyři pěti minutové pohybové periody proložené deseti minutovým odpočinkem. Druhou technikou je propojení bimanuálního cvičení na podkladě EMG s neuromuskulární elektrickou stimulací. Jedná se o bilaterální extenzi zápěstí a prstů s neuromuskulární elektrickou stimulací spouštěnou EMG, 50 Hz s šířkou pulzu 200  $\mu$ s po dobu pěti sekund stimulace na m. extensor digitorum communis a m. extensor carpi ulnaris; 1 s RAMP-UP a 1s RAMP-DOWN; Intenzita 16 mA až 29 mA. Takto nastavený protokol se jeví jako zásadní a dostatečný pro zlepšení motorického zotavení po CMP.

V rehabilitaci po CMP je na základě EBP (Langhorne, 2011) uplatňovaná CIMT (Constrait-induced movement therapy), kde dochází k imobilizaci zdravé končetiny s cílem vynucení motorické aktivity na paretické končetině. Pavlů (2002) ve své práci uvádí, že je nutné věnovat maximální rehabilitační úsilí ke cvičení s postiženou končetinou, aby došlo k co

nejdokonalejšímu obnovení funkce paretické horní končetiny, přičemž jsou potlačovány kompenzační mechanismy na zdravé končetině.

Tento typ terapie prokazatelně ovlivňuje plasticitu mozku po CMP. Na druhé straně výzkum motorické kontroly naznačuje, že intaktní končetina může být namísto omezování během tréninku použita ke zvýšení funkčního zotavení poškozené končetiny pomocí usnadnění vazebných účinků mezi oběma končetinami. Bimanuální pohybová rehabilitace zahrnující nácvik simultánních motorických akcí proto nabízí druhý přístup k obnovení funkce v hemiplegické končetině (Cauraugh, 2005).

Johanssonová (2011) porovnává CIMT terapii, bilaterální trénink a nespecifickou intenzivní terapii. V randomizované kontrolované studii provedené 6-67 měsíců od vzniku CMP zlepšily bilaterální tréninky časoprostorovou kontrolu postižené horní končetiny jak při bilaterálních, tak unilaterálních úkolech, a došlo ke snížení motorického deficitu. Bilaterální trénink vedl ke snížení deficitu v proximální horní končetině více než ostatní dva typy terapií. Na druhou stranu CIMT produkoval větší zisky v oblasti funkce ruky u pacientů s mírnou až středně těžkou chronickou hemiparézou a nespecifický trénink nevykázal žádné změny. Na základě výsledků autorka studie popisuje protokol, ve kterém je bimanuální trénink optimálním doplňkem unimanuální terapie.

### **2.2.3 Plasticita a roboticky asistovaná terapie po CMP**

Dřívější studie se zaměřují hlavně na roboticky asistovanou terapii proximální části horní končetiny (Lum, 2002b; Reinkensmeyer, 2000). Tyto studie prokazují, že trénink pomocí roboticky asistované terapie ukázal kortikální reorganizaci, jako je zvýšená senzomotorická aktivita a zvětšené motorické mapy v ipsilezionální hemisféře související s paretickou končetinou (Wilkins, 2017).

Roboticky asistované terapie je tedy vystavena na několika zásadních principech, aby v maximální možné míře ovlivnila neuroplasticitu mozku. V první řadě se jedná o dostatečnou intenzitu terapie se zajištěním vysokého počtu repetitivních pohybů, ačkoliv dle Rennerové a kol. (2009) repetitivní aktivní pohyby zvyšují excitabilitu mozkového kortexu pro agonisty a podporují integraci intrakortikálních pomocných obvodů ale pouze u skupiny pacientů se subkortikální lézí, u kortikální léze lze uvažovat o vzniku alternativních sítí. V druhé řadě se jedná o senzomotorickou integraci, která má zásadní vliv na motorické

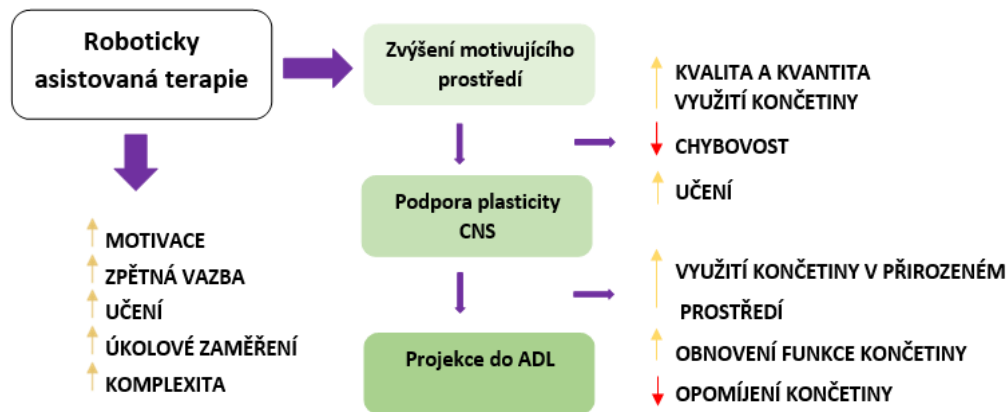
učení u pacientů po CMP. A v neposlední řadě se jedná o dostatečnou pozornost a motivaci pacienta během terapie (Johnson, 2006a). (viz. kap. 2.4)

Takahashi et al. (2008) popisují zvýšenou aktivitu senzomotorické kůry během celé roboticky asistované terapie zaměřené na úkol (hodnoceno MRI) oproti terapii, která nebyla úkolově zaměřená (izolované pohyby pronace a supinace). Klinická měření ukázala významné zlepšení po robotické terapii, včetně mírného snížení spasticity (Ashworthova stupnice na zápěstí a lokti), zvýšení aktivního rozsahu pohybu zápěstí, funkce ruky a síly dlaňového i pinzetového úchopu. Lze konstatovat, že pokud se jedná o funkční robotický trénink, dochází ke zlepšení funkční motoriky ruky, a to i u pacientů v chronickém stádiu CMP.

Salehová et al. (2017) poukazují na to, že mnohé studie uvádějí změny v rozsahu kortikální reorganizace vlivem tréninku, ale neshodují se v tom, zda se jedná o zvýšení či snížení mozkové aktivity. Dále se ukazuje, že existuje vztah mezi vzorem reorganizace (zvýšení nebo snížení ipsilezionální somatosenzorické aktivace) a neporušenou oblastí M1 (přesněji z angličtiny: hand knob) a jejich sestupných motorických vláken (Hamzei, 2006) v závislosti na tom, zda je léze kortikální nebo subkortikální (Renner, 2009). Měření konektivity může být doplňkový způsob, jak porozumět vzorům nervové reorganizace, které jsou základem plasticity po CMP (netýká se to pouze motorických deficitů, ale i kognitivních procesů), poskytnutím dalších informací o dynamických změnách na úrovni sítě nad rámec toho, co lze odvodit z rozsahu a laterality aktivace (Grefkes, 2014).

Johnsonová (2006a) popisuje novou strategii rehabilitace po CMP zaměřenou na zapojení roboticky asistované terapie, která zlepšuje pravděpodobnost kortikální reorganizace závislé na použití končetiny a současně přenáší funkci končetiny do reálných ADL. Prostředí podporované robotem lze upravit tak, aby lépe zapojilo pacienty po CMP (např. poskytovalo vnější motivátory), aby se zlepšila jejich relevance pro činnosti, které v reálném životě dělají (tj. na reálný úkol orientovaná terapie, terapie zaměřená na pacienta, komplexní úkoly), aby se zlepšila strategie zpětné vazby (např. zvýšit zpětnou vazbu chyb a výsledků) i strategie učení (např. použít nové strategie kontroly). Pokud roboticky asistovaná rehabilitace (RAR) dokáže nabídnout a zajistit všechny výše uvedené požadavky, terapie vede ke zvýšení kvantity i kvality použití horní končetiny, snížení chybovosti pohybu a podpoře učení, a to vše za podpory rozvoje neuroplasticity. Konečným výstupem je přenesení funkce do reálného života, kdy je končetina během ADL funkčně více využívána (Obr. 2.2.3.1).

Obr. 2.2.3.1 Nové strategie pro zkvalitnění terapie s využitím roboticky asistovaných systémů (vlastní zpracování)



Při zlepšování terapie pomocí robota za účelem zlepšení přenosu nově naučených strategií po CMP se nové metody snažily upravit prostředí pomocí vylepšené zpětné vazby, personalizace a relevance úkolu.

Trendem neurorehabilitace a roboticky asistované terapie se postupem času stalo zaměření se na funkci a odklon od patologie končetiny. Současné studie se tedy více zaměřují na distální část horní končetiny s cílem objasnit obnovu funkčního využití horní končetiny, konkrétně ruky, a hlubší objasnění kortikální reorganizace po RAR.

Nejnovější studie (Saleh, 2017) již popisuje propojení roboticky asistované terapie s virtuální realitou, kdy tato kombinace terapií přináší zlepšení funkce ruky, které se však odvíjí od kortikální reorganizace. Saleh (2017) dále uvádí, že pro optimální využití tohoto typu terapie je zcela nezbytné porozumět kortikálním vzorcům reorganizace. Ze závěru práce vyplývá, že ve srovnání s konvenční terapií může vést roboticky asistovaná terapie v kombinaci s virtuální realitou k odlišným neurofyzilogickým změnám. Tento fakt je připisován vlivu vizuální a haptické zpětné vazby na vyšší somatosenzorické a vizuomotorické oblasti.

### 2.3 Neurofyzilogické principy bilaterálního tréninku po CMP

Bilaterální trénink je definován jako provádění identických činností oběma pažemi současně, ale nezávisle (Mudie 2009). Předpokládá se, že účinky bilaterálního tréninku vycházejí



z efektu končetinové vazby, při kterém pohyb zdravé paže usnadňuje pohyby v paretické končetině (Morris 2008; Swinnen 2002).

Cauraugh et al. (2008) a Stinearová et al. (2008) dále naznačují, že bimanuální synchronní cvičení s paretickými a zdravými končetinami umožňuje aktivaci intaktní hemisféry a usnadňuje aktivaci poškozené hemisféry prostřednictvím zvýšené interhemisferální inhibice. Tento typ tréninku je často kombinován s dalšími intervencemi, jako je elektrostimulace nebo asistivní technologie, které pomáhají postižené končetině provádět synchronní pohyb (Coupar, 2010).

### **2.3.1 Interhemisferální inhibice**

Boddingtonová s Reynoldsem (2017) definují interhemisferální inhibici jako proces, který probíhá vzájemně v obou hemisférách během dobrovolných jednostranných pohybů. Předpokládá se, že tato inhibice je základem pro provádění rychlé inhibice kontralaterální motorické kůry, která je přítomná během iniciace pohybu. Během této fáze dochází k potlačení zrcadlových neuronů, které by mohly narušit jednostranné provedení pohybu (Beaulé, 2012). Jedná se o interhemisferální komunikaci, která je realizována skrze největší svazek nervových vláken, corpus callosum. Přirozenou tendencí jedince je symetrická kontrakce homologních svalů (drobné zrcadlové pohyby), které mají nižší nároky na kortikální aktivaci než bimanuální či unimanuální pohyby.

Existují důkazy o tendenci synchronizace motorických vzorů při vykonávání bilaterálních pohybů horních končetin, z tohoto důvodu vyžaduje provádění unilaterálních pohybů složité interhemisferální interakce (transkalózní mechanismy) mezi jednotlivými kortikálními oblastmi. Tyto interakce zabraňují vstupu informací do kontralaterální oblasti M1, která zodpovídá za pohyby ruky (Beaulé, 2012).

První teorie o změně interhemisferální inhibice po cévní mozkové příhodě představili Boroojerdi et al. (1996) a později je rozvedli Shimizu et al. (2002), kteří zaznamenali snížení interhemisferální inhibice u pacientů po CMP se smíšenou kortiko-subkortikální lézí, ale nikoli u pacientů s čistě subkortikální lézí. Tento fakt naznačuje, že je interhemisferální inhibice zprostředkovaná především obvody v kortexu.

U zdravého jedince je interhemisferální inhibice vyvážená, po vzniku léze však dochází k rozvratu této rovnováhy a na kontralaterální hemisféře vzniká pokles inhibice.

Tím dochází ke zvýšení excitability v této hemisféře, která následně vede ke zpětné zvýšené interhemisferální inhibici ipsilezionální kortikální oblasti (Boddington, 2017).

V místě ipsilezionální inhibované oblasti se současně snaží uplatnit i principy neuroplasticity, kdy dochází k přemapování oblastí, které lze zachránit a tím i obnovit porušenou funkci.

Po cévní mozkové příhodě dochází k redukci motorické excitability v obou hemisférách, rozdílný průběh zotavování však probíhá v závislosti na tíži deficitu. Lüdemann-Podubecká a Nowak (2016) uvádějí, že u pacientů se závažnějším deficitem je silnější potlačení kortikální excitability v ipsilezionální hemisféře spojené s velkou nerovnováhou mezi hemisférami. Proces motorické obnovy se zdá být asociován s nárůstem kortikální motorické reprezentace ruky v kontralezionální, ale zejména ipsilezionální hemisféře a následkem toho dochází ke snižování rozdílu mezi hemisférami. Tento fakt je v souladu s údaji prokazujícími zvýšení kortikální excitability v obou hemisférách během neuroplastického zotavování z těžké až středně těžké hemiparézy horní končetiny po CMP. Zotavení ze středního až mírného motorického deficitu ruky je doprovázeno nárůstem kortikální vzrušivosti v motorických oblastech ipsilezionální hemisféry, ale se snížením kortikální dráždivosti v kontralezionální hemisféře.

Nerovnováha mezi dvěma hemisférami u pacientů po CMP se obvykle projevuje abnormálně malými nebo žádnými reakcemi a zvýšenými prahovými hodnotami na základě TMS měření na postižené hemisféře a abnormálně velkými reakcemi a sníženými prahovými hodnotami na zdravé hemisféře v prvních týdnech od vzniku léze. Po určité době zotavení může být do jisté míry obnovena normální rovnováha v excitabilitě mezi hemisférami, i když reakce z postižené strany zůstanou narušeny, pokud dojde k poškození samotné kortikomotorické dráhy (Koski, 2004).

Bütefischová et al. (2008) uvádějí, že mozková obnova (zotavení) probíhá v největší intenzitě jeden až šest týdnů od vzniku léze. V tomto období je možné pozorovat dle funkčních zobrazujících studií i nejsilnější abnormální aktivizační vzorec zahrnující ipsilezionální i kontralezionální oblasti obou hemisfér.

Primární motorická kůra (M1) vykazuje v prvních týdnech od vzniku iktu zvýšenou excitabilitu. Tento jev souvisí i s následným vývojem funkce ruky, zatímco nedostatek těchto excitabilních změn je spojován s těžkou poruchou funkce horní končetiny (Bütefisch, 2003).

Pokud u pacientů během času nedochází k zotavení a zlepšení klinických příznaků (parézy), přetrvává abnormální excitabilita v kontralezionální hemisféře (Boddington, 2017). Naopak u pacientů, kde dochází k zotavení, se normalizuje mozková aktivita. (Marshall, 2000)

Almeidaová et al. (2017) zdůvodňují zvýšenou aktivaci kontralezionální hemisféry kompenzací, kdy se mozek snaží nahradit ztrátu běžně připojených (nyní ischemických) oblastí.

Z funkčního hlediska je interhemisferální inhibice spojena se zahájením a provedením volního pohybu. Základním zjištěním, které formovalo další modely interhemisferální nerovnováhy a neuromodulační terapie bylo, že po CMP byl pozorován silný inhibiční signál od kontralezionální hemisféry směrem k ipsilezionální v době iniciace volního pohybu paretickou horní končetinou. Stejně tak zvýšená nerovnováha této inhibice mezi hemisférami korelovala se zhoršeným provedením pohybu. Na základě tohoto zjištění bylo konstatováno, že zvýšená inhibice v ipsilezionální hemisféře může ovlivnit maximální možné zotavení po CMP a vést k reziduálním funkčním deficitům (Duque, 2005; Murase, 2004).

Analýzy funkční konektivity naznačují, že existují rozdíly v interhemisferální inhibici u paretických končetin v klidu a během aktivního pohybu. Během repetitivních pohybů (např. svírání a rozvírání pěsti) dochází ke zvýšení inhibice z kontralezionální hemisféry směrem k ipsilezionální (Rehme, 2011), naopak vzniká disinhibice z ipsilezionální hemisféry směrem ke kontralezionální hemisféře (Volz, 2014). Zvýšená inhibice z kontralezionální hemisféry predikuje snížený výkon paretické končetiny (Rehme, 2011; Grefkes, 2008) a je více ovlivněna repetitivním pohybem než klidovým stavem končetiny nebo izometrickou (nerepetitivní) kontrakcí (Boddington, 2017).

Volz et al. (2014) předpokládají, že snížení interhemisferální inhibice přímo souvisí se změnou excitability, kdy v rehabilitaci tento mechanismus vede k novým terapeutickým přístupům, jejichž cílem je modulovat kortikální excitabilitu u pacientů po CMP. Stejně tak Stinearová et al. (2007) popisují využití TMS a MRI technik k predikci funkčního potenciálu u pacientů v chronickém stádiu po CMP; od těchto technik by se odvíjela i rehabilitační strategie. Tyto strategie by mohly zahrnovat především neuromodulační techniky, které by u motorického systému podpořily neuroplastickou reakci na rehabilitaci.

### **Model bimodální rovnováhy zotavení**

Di Pino et al. (2014) se domnívá, že ani interhemisferální konkurenční model, ani vikariační model<sup>1</sup> samy o sobě nedokážou dostatečně vysvětlit zotavení u všech pacientů po CMP, a to

---

<sup>1</sup> Vikariace (též vikariační model) je jeden z mechanismů umožňující neuroplasticitu, kdy oblasti kortexu sousedící s místem léze dokážou ztracenou funkci převzít. Pozdější poznatky ukazují i možnost vikariace funkčně příbuzných oblastí kortexu bez nutnosti bezprostředního sousedění s lézí. (Kalvach, 2010)

z důvodů časové variability od vzniku iktu, reziduálních funkcí, velikosti a lokace léze. Navrhl tedy spojení těchto dvou modelů do společného modelu bimodální rovnováhy zotavení. Tento nový model zahrnuje důležitý parametr, a to strukturální rezervu, která rozhoduje o tom, zda interhemisferální nerovnováha dominuje nad vikariací. Pokud je strukturální rezerva vysoká, model interhemisferální konkurence může lépe předpovídat zotavení než model vikariace, který je naopak užitečnější v predikci zotavení u pacientů s malou strukturální rezervou. Samotná úroveň lateralizace nervové aktivity však není vždy schopna předpovědět reakci na rehabilitaci (Stinear, 2007).

Integrita oblastí mozku v obou hemisférách může ovlivnit strukturální rezervu, ale nejdůležitějším faktorem jsou zbývající funkce motorických oblastí a kortikospinálního traktu v postižené hemisféře (Ward, 2004). Zachování těchto struktur v postižené hemisféře koreluje s funkční obnovou a zapojením mozkové hemisféry do řízení pohybu (Di Pino, 2014).

Dle modelu bimodální rovnováhy zotavení je klíčová integrita především kortikospinálního traktu při výběru kortikální oblasti před zahájením terapie, pokud je cílem terapie ovlivnění této konkrétní kortikální oblasti pomocí neuromodulačního primingu<sup>2</sup>. Aby bylo dosaženo maximálního efektu v této terapii, je nutné vzít v úvahu cílené kortikální místo a charakteristiku léze ve vztahu ke konkrétně procvičovanému pohybu. Vybraná kortikální oblast by měla být základem pro provedení pohybu (Harris-Love, 2017).

Konstrukční a funkční charakteristiky se liší například u proximálních a distálních svalů či u flexorů a extenzorů. Existuje více přímých kortikospinálních projekcí z oblasti M1 do distálních svalů horní končetiny než do proximálních svalů paže kontralaterální končetiny (Palmer, 1992) a současně oblast M1 více ovlivňuje distální pohyby končetin (Turton, 1999). Kortikální mapy proximálních i distálních segmentů (reprezentace pro distální svaly je větší) se uvnitř končetiny překrývají, přesto existují oddělená centra pro individuální kontrolu. Plow et al. (2010) tedy navrhuje, že tato somatotopie by mohla umožnit reprezentační reorganizaci např. po poškození mozku.

Obdobnou teorii zastávají i Harrisová-Loveová a Harringtonová (2017), které uvádějí, že kortikální projekce k proximálním svalům pochází z několika oblastí: M1, premotorický kortex, suplementární motorický kortex, posterální parietální kortex a jádra mozkového kmene a tato různost zdrojových oblastí pravděpodobně přispívá k zotavení více u proximálních svalů oproti distálním svalům. Cisek et al. (2003) dodávají, že projekce pro

---

<sup>2</sup> Priming je součástí kognitivních procesů, kdy podnět z dřívější doby, se kterým se jedinec setkal, ovlivní jeho pozdější jednání a myšlení.

proximální svaly je méně lateralizovaná do kontralaterální hemisféry než projekce pro distální svaly, proximální svaly jsou více zásobené z ipsilaterální hemisféry. Dále existují i rozdílné fyziologické charakteristiky proximálních a distálních reprezentací včetně fyziologických mechanismů, kterými dochází k reorganizaci závislé na použití končetiny (Harris-Love, 2017).

Před zahájením cvičení by měly být uvažovány i další komponenty ovlivňující pohyb, jako nároky na sílu, rychlost, obratnost nebo zpracování určitého typu zpětné vazby. Stejný postup by měl být zvažován i v případě, že je terapie zaměřená na neuromodulační aktivity somatosenzorické kůry (Harris-Love, 2017).

### **Interhemisferální inhibice u bimanuálních pohybů**

Většina běžných denních činností vyžaduje přesnou koordinaci obou horních končetin.

Z pohledu provedení bimanuálních činností lze dělit úkoly na ty, při kterých každá končetina provádí jiný pohyb (např. otevírání lahve nebo zatloukání hřebíku) a na úkoly, kdy obě končetiny provádějí kvalitativně podobné pohyby (hra na klavír, psaní na klávesnici).

Pokud jsou synchronně zapojeny homologní svaly, jsou vzorce rytmické bimanuální koordinace prováděny stabilněji než vzory, ve kterých jsou stejné svaly zapojovány střídavě. Z tohoto důvodu je možné pozorovat, že při zvyšující se frekvenci pohybů dochází k přechodům ze střídavého do simultánního vzorce (Carson, 2004).

Při trvalé volní kontrakci svalů jedné strany dochází ke zvýšení excitability kontralaterálních homologních motorických drah. Hortobágyi et al. (2003) uvádějí, že reakce ve svalech ruky po TMS motorické kůry zvýšila kontrakce homologních svalů na opačné končetině.

Z pohledu bimanuálních pohybů by tedy měly být upřednostněny rytmické vzorce koordinace, při kterých se více zapojují současně homologní svaly, oproti střídavé aktivaci těchto svalů (Carson, 2004).

Grefkes et al. (2008) popisují, že dle fMRI po CMP je u bimanuálních pohybů významně snížena interhemisferální komunikace mezi ipsilezionální SMA a kontralezionální M1, což také korelovalo se zhoršeným bimanuálním výkonem. Motorické tempo během bimanuálních pohybů bylo významně nižší než u zdravých jedinců ( $p < 0,01$ ) a dokonce se výkonem blížilo k unimanuálním výsledkům paretické končetiny. Oproti tomu pohyby prováděné pouze paretickou končetinou ukazovaly inhibici od kontralezionální k ipsilezionální M1, které korelovaly s úrovní motorického deficitu (významně nižší motorické tempo ve srovnání se zdravou rukou i kontrolní skupinou,  $p < 0,05$ ). Bez ohledu na pohyby rukou byla

u pacientů po CMP výrazně snižená konektivita mezi oblastmi M1 a suplementární motorickou oblastí ipsilezionálně a dále byla snižená i interhemisferální vazba mezi oběma suplementárními motorickými oblastmi.

Takiyama a Okada (2012) nově přicházejí s využitím výpočetního modulu zotavení po CMP, který naznačuje, že bimanuální pohyby usnadňují reorganizaci motorického kortexu, protože mění mozkové aktivity prostřednictvím interhemisferální inhibice beze změn kortikospinálního svalového spojení, otáčí kódující preferované směry neuronů motorické kůry a zvyšují přesnost pohybu.

### **2.3.2 Konektivita**

Baldassarre et al. (2016a) popisují organizaci mozku v klidovém stavu jako rozsáhlé sítě, které jsou definovány prostřednictvím funkční konektivity (časová korelace spontánní aktivity mezi různými oblastmi). Ve své dřívější práci Baldassarre et al. (2014) naznačují, že v rámci domén (např. kognitivní, motorické, senzorycké) lze změny funkční konektivity rozdělit do dvou vzorů: snížení interhemisférické funkční konektivity a zvýšení intrahemisférické funkční konektivity mezi sítěmi, které spolu obvykle nekorelují. V průběhu neuroplastických změn a zotavení dochází k maximální možné obnově původního vzoru funkční konektivity.

#### **Konektivita během akutní fáze CMP**

Studie Baldassarra et al. (2016b), Chenové se Schlaugem (2013), Parka et al. (2011) a Cartera et al. (2010) prokazují, že motorické deficity v akutní fázi po CMP korelují se snížením interhemisférické konektivity motorické sítě.

Park et al. (2011) konkrétně popisují sníženou konektivitu s kontralezionální M1 a okcipitální kůrou po vzniku CMP. Avšak stejní pacienti v prvních týdnech po vzniku vykazovali zvýšenou konektivitu ipsilezionální M1 s mozečkem, thalamem, parietální a frontální mozkovou kůrou oproti zdravým jedincům. Zejména snížená konektivita s motorickou kůrou a zvýšená konektivita s mozečkem přetrvávala po dobu až 6 měsíců od vzniku CMP. Funkční konektivita mezi ipsilezionální a kontralezionální M1 vykazovala vzestup asymetrie do jednoho měsíce od vzniku léze s následným poklesem asymetrie. Obecně je možné, že konektivita ipsilezionální M1 se zvyšuje v ipsilezionálních oblastech mozku, zatímco v kontralezionálních oblastech došlo ke snížení konektivity.

Chenová a Schlaug (2013) se ještě detailněji zaměřili na hodnocení konektivity klidového stavu mezi levou a pravou oblastí M1 a integrity bílé hmoty v transkalózním traktu M1-M1 ve vztahu k funkci horní končetiny. Výsledky ukazují významnou korelaci mezi testem FMA-UE, který hodnotí funkční a motorický stav horní končetiny, konektivitu a integritu bílé hmoty. V transkalózním traktu M1-M1 však neexistuje žádný významný vztah mezi interhemisférickou konektivitou M1 v klidovém stavu a integritou bílé hmoty. Funkční a strukturní konektivita mezi interhemisférickou motorickou kůrou může tedy být známkou motorického poškození po CMP, ale každá z konektivit má v sobě určitou nezávislost.

Baldassarre et al. (2016b) popisují, že motorický deficit v akutní fázi koreluje s abnormálními vzory interhemisférické konektivity v motorických sítích oproti například deficitu pozornosti, která koreluje s abnormálními vzory konektivity pro dorzální pozornostní síť.

Výše uvedené studie ukazují konektivity v klidovém stavu, ale jen málo nebo vůbec řeší relativní význam funkční konektivity a topografie lézí pro predikci deficitů. Naopak Siegel et al. (2016) ukázali, že některé změny ve funkční konektivitě předpovídají deficity v široké škále domén. Na vzorku 132 pacientů zkoumal, jak funkční konektivita a topografie lézí dokážou předpovídat deficity chování v každé ze šesti domén (pozornost, vizuální paměť, verbální paměť, jazyk, motorika, zrak). Zatímco smyslové motorické funkce (vizuální a motorické domény) byly lépe předpovězeny topografií lézí, asociativní funkce (vizuální paměť a verbální paměť) byly lépe předpovězeny funkční konektivitou. Obojí dobře předpovídalo pozornost a jazykové deficity.

### **Konektivita během subakutní až chronické fáze po CMP**

Ačkoli se většina studií zabývá hlavně konektivitou v akutním stádiu po CMP, Tang et al. (2016) uvedli, že ve srovnání se zdravými jedinci vykazovali subakutní až chroničtí pacienti se subkortikální lézí sníženou homologní interhemisférickou funkční konektivitu precentrálního gyru, postcentrálního gyru, dolního frontálního gyru, středního temporálního gyru, thalamu, předního i zadního laloku mozečku. Zajímavým zjištěním bylo, že interhemisférická funkční konektivita zadního laloku mozečku pozitivně korelovala s Fugl-Meyerovým skóre ruky (FMA-H) a negativně s trváním nemoci, takže pacienti s nízkou funkční konektivitou vykazovali nízké skóre FMA-H a byly delší dobu od vzniku léze. Tato zjištění naznačují, že funkční konektivita zadního laloku mozečku může představovat dobrý indikátor motorických funkcí ve stádiu tří měsíců od vzniku léze.

Almeidaová et al. (2017) prokázali sníženou funkční intrahemisferální konektivitu u pacientů s funkčním motorickým deficitem i bez něj. Současně odhalili sníženou funkční interhemisferální konektivitu mezi motorickými schopnostmi, exekutivními funkcemi a visuospatálními sítěmi u pacientů s motorickým deficitem oproti zdravým jedincům. Ze závěru jejich práce vyplývá, že těžký chronický motorický deficit souvisí s funkční konektivitou napříč motorickými i nemotorickými sítěmi.

Baldassarre et al. (2016a) shrnují nejdůležitější poznatky ve vztahu ke konektivitě: pomocí měření aktivity funkční konektivity v klidovém stavu lze predikovat deficity chování po CMP. Dále lze při sledování změny funkční konektivity dlouhodobě sledovat proces zotavení. A v neposlední řadě by funkční konektivita mohla sloužit k lepšímu pochopení rehabilitačních paradigmat. Pokud budou pochopeny specifické selektivní vzorce deficitů chování a budou spojeny s abnormálně funkčními vzory konektivity, může dojít k vývoji specializovanější a cílenější rehabilitace, ale i diagnostiky. Skóre funkční konektivity pacienta lze použít souběžně s anatomickými obrazy k formulaci včasné diagnózy po cévní mozkové příhodě.

## **2.4 Roboticky asistovaná terapie pro horní končetiny**

Roboticky asistovaná rehabilitace (RAR) využívá specializovaná zařízení, která asistují u rehabilitace prstů, zápěstí, lokte, či ramene. RAR se v průběhu času stala standardní součástí neurorehabilitace především u pacientů po získaném poškození mozku. Robotická rehabilitační zařízení pro horní končetiny mají potenciál vysoce intenzivní a repetitivní terapie, která je současně nákladově efektivní (Schweighofer, 2012).

Potřeba intenzivního a repetitivního tréninku podnítila v posledních dvou dekadách rychlý vývoj rehabilitačních robotů. Robotické systémy mohou poskytovat interaktivní, repetitivní a reprodukovatelné formy terapie, které lze kvantifikovat (Vanoglio, 2017).

V současné době se RAR pro HK včetně exoskeletonů zaměřuje na nové tréninkové strategie, které jsou více orientované na funkční tréninkové prostředí, často spojené i s virtuální realitou (Sukal, 2005).

Dle Masiera et al. (2014) je velmi důležité pochopení role robotické terapie v optimálním rehabilitačním programu. Robotické technologie pro trénink horní (i dolní) končetiny po CMP musí být v souladu s vývojem rehabilitace směrem k funkčně orientované terapii, která ovlivňuje funkci, aktivitu i participaci jedince. RAR se jeví jako bezpečná a dobře snášená terapie a má pozitivní dopad na senzomotorické poruchy horních končetin. Stejně tak je velmi



důležitá vysoká motivace pacienta, která je považována za nezbytnou pro znovuosvojení motorických dovedností (Loureiro, 2004).

Efekt tohoto typu terapie je velmi široký, mezi hlavní přínosy se řadí redukce spasticity, redukce edémů, mobilizace kloubů, zvyšování aktivních i pasivních pohybů. Většina studií popisuje efekt RAR (Langhorne, 2011; Kwakkel, 2008; Volpe, 2008; Krebs, 2007; Reinkensmeyer, 2004) tak, že dochází častěji k motorickému zlepšení proximální části končetiny, a nikoli ke zlepšení distální části končetiny, která je však nezbytná pro provádění ADL. Dle Langhorna et al. (2011) bylo prokázáno, že přínosnými technikami pro zlepšení funkce proximální části končetiny je CIMT (Constrait-induced therapy neboli terapie indukovaná vynuceným pohybem) spolu s vysoce intenzivní terapií RAR, které se obě řadí k terapiím zaměřeným na určitý úkol (task-oriented training). Bilaterální trénink, modifikovaný CIMT, elektrická stimulace ani RAR neprokázaly významné zlepšení funkce ruky, autoři však poukazují na malé vzorky testovaných pacientů pro jednotlivé metody.

V literatuře je současně popisován i generalizovaný efekt RAR, kdy přes trénink distální části končetiny může být ovlivněna proximální část končetiny při konečném výsledku zvýšení motorické kontroly (Krebs, 2007; Hesse, 2005).

Mezi základní specifika RAR se řadí vysoká intenzita a počet repetitivních pohybů během terapie. Dle Langhorna et al. (2011) a Takahashiho et al. (2008) se jedná i vysokointenzivní terapii, která pozitivně ovlivňuje aktivaci neuroplasticity mozku, pokud je zajištěna intenzita i repetice pohybů. Takto intenzivní terapie je vhodná pro pacienty v subakutním a chronickém stádiu po získaném poškození mozku. Fasoliová et al. (2003) popisují statisticky významné přínosy opakované, cílené, robotické terapie u osob v chronickém stádiu CMP.

Intenzivní terapie však není doporučovaná v akutních fázích, kde by naopak mohla vést ke zvětšení léze a zpomalení restituace senzomotorických funkcí (Gál, 2015). V akutní fázi je nutné intenzitu terapie odstupňovat dle stavu pacienta (Leasure, 2004).

Robotická zařízení mohou umožnit dokončení pohybů v celém rozsahu pohybu, sledování výkonu pacienta a přizpůsobení intenzity a obtížnosti terapie. Většina zařízení umožňuje individuální nastavení zátěže, jedná se o pasivní pohyb (plná asistence), aktivně – asistivní pohyb (částečná asistence) a aktivní pohyb (bez asistence / proti odporu) (Lum, 2002a).

Dále RAR poskytuje autonomní trénink, kde se pacienti mohou zapojit do opakovaného a intenzivního procvičování úkolů zaměřených na cíl, což vede ke zlepšení motorických funkcí. (Krebs, 2002) Automatická terapeutická cvičení probíhají formou point-to-point

(z bodu na bod), dochází ke generování trajektorií, po kterých je repetitivně veden dosahovaný pohyb s / bez podpory robota nebo proti odporu (Johnson, 2006b).

Dle Kwakkela et al. (2008) se lze složitost motorického úkolu horní končetiny naučit mnohem přesněji pomocí robotické terapie než pomocí konvenční terapie.

Jedním z prvních RAR pro horní končetinu byl MIT-MANUS (Massachusetts Institute of Technology – Manus) (Fasoli, 2003), který pracoval pouze v 2D, vyšší generací je např. MIME (Mirror Image Motion Enabler) (Burgar, 2000), který pracuje již v 3D prostoru. U většiny prvních RAR pro HK se jednalo o terapii, kdy byla paretická horní končetina umístěna do antigravitačního odlehčení a pasivně nebo aktivně pohybovala s ramenem robota s cílem spojení dvou a více bodů (Johnson, 2006b).

MIME (Mirror Image Motion Enabler, vylepšená verze složená z odlehčení PUMA-560 a dlahy) je současně i jeden z prvních robotů, který využívá bimanuální přístup v terapii a pracuje ve 3D prostoru. V bilaterálním režimu je procvičován pohyb ramene a lokte, kdy je robot ovládán zrcadlově podle zdravé končetiny. To umožňuje procvičovat bimanuální koordinovaný pohyb s rychlostí a rozsahem dle pacientovy kontroly (Burgar, 2000).

Další variantou bilaterálního roboticky asistovaného cvičení je Bi-Manu-Track, který umožňuje zrcadlový pohyb horních končetin. Přístroj může pracovat v pasivním modu, kdy je synchronně pasivně pohybováno oběma končetinami, nebo může zrcadlit pohyby zdravé končetiny na postiženou, nebo je možné i aktivní cvičení proti odporu. Cvičení jsou zaměřena na pohyby předloktí (pronace, supinace), akra (flexe, extenze) a extenzi v metakarpofalangeálních kloubech (Weber, 2018).

Robotický trénink lze zlepšit využitím terapeutických aktivit zaměřených na pacienta, orientovaných na běžné každodenní činnosti (ADL). Z toho důvodu byl vytvořen ADLER, RAR, který je jako jeden z mála zaměřený na nácvik ADL a který umožnil nácvik reálných funkčních úkolů zahrnujících dosah (fáze přiblížení), uchopení a transport předmětů ve dvourozměrném (2D) i trojrozměrném (3D) prostoru. Přístroj je určen pro pacienty sedící u stolu, kteří nacvičují funkční úkoly jako osobní hygienu, sebesycení a pití, pracovní činnosti u počítače nebo volnočasové aktivity na stole (např. společenské hry) (Johnson, 2006b).

Většina amerických systémů, např. MIT-MANUS (Krebs, 2002), MIME (Lum, 2002a; Burgar, 2000) a evropský systém GENTLE/s (Coote, 2008), používá režim aktivního typu odporu, který neumožňuje velkou odchylku od naprogramované trajektorie, kdy výsledky ukazují zlepšení motorické kontroly, nejasné jsou ale výsledky vlivu na ADL. ADLER má tři hlavní režimy, normální režim (volný režim), režim formulace (robot udržuje končetinu

v naprogramované trajektorii a funkční režim (paže se může pohybovat mimo cílenou trajektorii a současně působí síla setrvání v tažné zóně, která táhne končetinu směrem k cílovému bodu). Stejně jako ostatní přístroje pracuje v modu point-to-point ve 2D a 3D, přidanou hodnotou je další funkční mode (task oriented training), ve kterém lze nacvičovat aktivity otevírání dveří, zamykání, sebesycení, česání vlasů (Johnson, 2006b).

### **Dělení RAR pro horní končetinu lze popsat z několika pohledů:**

1) Dle konstrukce – současným trendem je vývoj *exoskeletárních robotů* oproti robotům typu *end-effector*. Výhodou exoskeletonů je přesné kopírování horní končetiny, těsné vyrovnání do anatomických os a vícekloubní konstrukce (multi-joints), který odpovídá mechanice kloubů HK (Ren, 2012). Navíc lze měřit kloubní rozsahy, úhly a točivé momenty, důsledkem čehož lze stanovit vztah mezi úhlem kloubu a točivým momentem (tj. impedanci nebo tuhost) (Kang, 2011). Příkladem exoskeletonů na horní končetinu je ARMin III, Hand Mentor a Gloreha (Serpelloni, 2016).

End-effector je koncový bod, který je často ukončen madlem či jiným nástavcem na uchycení ruky a v interakci s pacientem je pouze v distálním bodě končetiny. U těžších pacientů může být přístroj vybaven i ortézou na předloktí pro komfortnější upevnění končetiny (Loureiro, 2011).

Použitím end-effectoru nelze získat úhly v rameni, lokti a zápěstí, ani momenty točení a impedance bez dalších kinematických měření či připojení externích snímačů (Chang, 2012).

Roboti typu end-effector mají často nižší rozsah pohybu, neboť bývají uloženi před tělem pacienta či mírně z boku (Ren, 2012). Na druhou stranu u těžších pacientů je výhodou end-effectoru to, že terapeut lépe vidí na průběh celé končetiny a taktilně může kontrolovat optimální zapojení svalů.

Některé systémy s end-effectorem byly vyvinuty pro bilaterální trénink, kdy existují dva distální body, jeden aktivní a jeden pasivní, ke každému je připoutána jedna končetina (Loureiro, 2011).

Příkladem přístrojů s konstrukcí end-effector je MIME, MIT-MANUS, Bi Manu-Track, GENTLE/se systém (Serpelloni, 2016).

2) Dle zpětnovazebního systému – biofeedback lze definovat jako použití nástroje, skrze který jsou skryté fyziologické procesy zjevnější (Huang, 2006). Biofeedback ovlivňuje motivaci pacientů v zapojení se do terapie, zejména těch s kognitivním a senzomotorickým

deficitem, dále může zlepšit nervovou reorganizaci prostřednictvím existujících mozkových a spinálních drah. Z těchto důvodů je role biofeedbacku jako rehabilitačního nástroje velmi zásadní (Kousidou, 2007).

Efekt zpětnovazebních podnětů se odvíjí od: a) multimodalit, zapojení percepční i kognitivní funkce, b) motivace, c) srozumitelnosti zpětné vazby. Terapie s biofeedbackem u pacientů s motorickým deficitem by měla vést k reedukaci motorického řízení během dynamických pohybů, které se zaměřují na funkci a cíl (task oriented therapy). Primárně se tedy nesoustředí na statickou kontrolu jedné svalové skupiny a kloubu (Huang, 2006).

Podle Huanga et al. (2006) může použití biofeedbacku poskytnout těmto pacientům příležitost lépe posoudit jejich reakce a případně se naučit tyto reakce kontrolovat. Využití zpětnovazebního systému splňuje požadavek na to, aby terapeutické prostředí zvyšovalo smyslové podněty, které informují pacienta o důsledcích jeho reakcí a umožňuje hledat adaptivní strategie.

Dřívější formy biofeedbacku měly především vizuální nebo zvukovou podobu, jedna z novějších forem biofeedbacku spočívá v multimédiích a virtuální realitě. Počítačem generované 3D prostředí poskytuje vizuální, sluchovou i haptickou interakci způsobem, který upoutá pozornost a udrží motivaci pacienta. 3D prostředí má v rehabilitaci hned dva cíle: terapeutům umožňuje nastavit repetitivní a funkční trénink ADL a zároveň pacientům nabízí optimální zpětnou vazbu (Kousidou, 2007).

Další velmi využívanou variantou je biofeedback pomocí EMG, který pracuje s povrchovými elektrodami, které snímají a zesilují svalové potenciály, které jsou následně převáděny na vizuální či akustickou informaci (Pavlu, 2002). Ten se dnes využívá např. u tzv. hybridních asistivních exoskeletonů, které pacientům umožňují trénink v domácím prostředí a zároveň poskytují informace a repetitivní trénink obdobně jako velké robotické přístroje ve zdravotnických zařízeních (Saita, 2018).

Studie o EMG biofeedbacku uvádějí, že pacienti se senzomotorickým deficitem dokážou lépe aktivovat jeden sval na základě vlastních EMG signálů. Neurologické mechanismy, které by vysvětlily efekt biofeedbacku, jsou však nejasné. Pravděpodobně existují dvě možnosti vysvětlení, vyvinutí nových komunikačních cest nebo nábor stávajících senzomotorických cest zpětnovazební smyčkou (Huang, 2006).

V neposlední řadě je velmi důležitá i haptická zpětná vazba, která umožňuje pacientovi komunikovat a manipulovat s virtuálními objekty (Sveistrup, 2004; Loureiro, 2001).

Haptické informace podporují kinestetické vjemy, současně pacientovi pomáhají ponořit se více do virtuálního prostředí (Sveistrup, 2004).

Biofeedback je tedy velmi důležitou součástí robotické terapie a je klíčový ke zpětné kontrole motorické reakce pacienta.

- 3) Dle lokace – jedná se o zaměření terapie na celou končetinu či na konkrétní oblast.
- 4) Dle komplexity a zaměření – přístroj nabízí unimanuální i bimanuální přístup či obsahuje trénink point-to-point nebo i úkolově orientovanou terapii.

### Porovnání RAR s konvenčním přístupem

Konvenční přístupy k rehabilitaci funkce horní končetiny obvykle používají různé druhy technik a jejich kombinace (Tabulka 2.4.1)

Tabulka 2.4.1 Přehled používaných technik na HK u pacientů po CMP (Langhorne, 2011)

Bimanuální trénink	cvičení zahrnující použití obou HKK pro identické činnosti současně
Biofeedback	zpětná vazba síly a polohy, audio-vizuální zpětná vazba
CIMT*	zahrnuje mnoho opakování pohybů postižené končetiny s imobilizací zdravé končetiny
EMG biofeedback	použití externích elektrod, které jsou aplikovány na svaly k zachycení elektrického potenciálu motorových jednotek, přístrojové vybavení převádí zaznamenané potenciály na vizuální nebo zvukové informace
Mentální cvičení, cvičení v představě	mentální cvičení a fyzická akce, jejímž cílem je zlepšit pohyb
Zrcadlová terapie	observační terapie, kdy se zrcadlená zdravá končetina pro mozek jeví jako hýbající se postižená končetina
Metody a koncepty na neurofyziologickém podkladě	terapeutické přístupy založené na neurofyziologických teoriích – např. Bobathův přístup, PNF, sensorická stimulace dle Affolterové, stimulace dle Roodové, senzomotorická stimulace, méně využívaná metoda Perfettiho

\* dle EBP má prokázaný efekt na funkci paretické horní končetiny po CMP

Konvenční terapie obvykle zahrnuje interakci jeden na jednoho s terapeutem, který pomáhá a povzbuzuje pacienta opakovanými cvičeními. Během konvenčních cvičení však často

nedochází k dostatečnému opakování funkčního repetitivního pohybu ve srovnání s teoriemi lidského motorického učení. Dle Langové et al. (2009) bylo během konvekční terapie pozorováno nejvíce repetitivních aktivních pohybů HK a nejméně byla prováděná senzoričká stimulace. Pouze v polovině ze 162 terapií byl pozorován funkční trénink, přičemž průměrný počet opakování funkčních pohybů během 32 opakování rozdělených mezi dvě až čtyři aktivity. Současně uvádí, že pozorovaný počet funkčních opakování byl vyšší u pacientů v ambulancích oproti pacientům hospitalizovaným a u obou typů péče byl vyšší počet repetitivních pohybů během ergoterapie oproti fyzioterapii.

Konvenční terapie bývá často kombinována i s fyzikální terapií a stále častěji se setkáváme s aplikací botulotoxinu do HK, která je spojená s novějším konceptem Dohoda o reedukačním tréninku (Guided self-rehabilitation contract, GSC) (Gál, 2015).

Jednou z nejvíce využívaných terapií z fyzikální medicíny je elektrostimulace. Hesse et al. (2005), kteří porovnávali bimanuální cvičení pomocí RAR a aplikaci elektrostimulace, došli k závěru, že pacienti se po bimanuálním tréninku zlepšili signifikantně více než pacienti po aplikaci elektrostimulace. Své výsledky komentoval argumentem, že robotická terapie zajistila vyšší počet opakování pohybů (24 000 opakování rozdělených do čtyř pohybů) oproti kontrolní skupině s elektrostimulací (1 800-2 400 opakování pouze do extenze v akru). Současně poukazuje i na to, že elektrostimulaci není možné použít ve vyšším množství opakování, aby nedošlo k obrácenému náboru motorických jednotek a únavě cílených svalů, tento fakt je pomocí RAR snadno řešitelný změnou nastavení dopomoci během cvičení.

Dle Krebse et al. (2007) je možné zajistit opakující se povahu konvenční terapie i správně navrženými roboty. Robotický terapeut může fungovat jako nový, moderní a efektivní nástroj, který poskytuje reprodukovatelný zážitek z motorického učení, kvantitativně monitoruje a přizpůsobuje se pokroku pacientů a zajišťuje konzistenci při plánování terapeutického programu.

#### **2.4.1 Unimanuální přístup systému Gloreha Sinfonia**

Gloreha Sinfonia (Indrogenet Srl) je nový model roboticky asistované rukavice určený pro neurologické klinické využití a podporu neuromotorické rehabilitace. Unimanuální přístup je původní funkce přístroje Gloreha a byl základem i předchozích modelů Gloreha Professional 2 a Gloreha Workstation. Gloreha je certifikovaný zdravotnický prostředek dle směrnice 1993/42/EEC o Zdravotnických prostředcích (a dalších pozměňovacích dodatcích).

Přístroj poskytuje počítačově řízenou opakovanou pasivní mobilizaci metakarpofalangeálních a interfalangeálních proximálních i distálních kloubů prstů prostřednictvím rukavice, která je spojená táhly s hlavní mechanickou jednotkou. V mechanické jednotce může terapeut upravit délku pěti táhel, které generují pohyb prstu, aby nastavil počáteční polohu ruky, což je také maximální úroveň prodloužení, které rukavice během terapie dosáhne. Přístroj současně zpracovává pasivní pohyby pěti táhel na vizuální zpětnou vazbu, kde pacient na monitoru pozoruje pohybující se ruku (Gandolla, 2016).

Tato kombinace akčně observační terapie a pasivní mobilizace podporuje neurokognitivní obnovu a neurální plasticitu mozku.

Dle Montecchiové et al. (2016) byl přístroj Gloreha vyvinut k trénování schopnosti uchopit a uvolnit předměty prostřednictvím hladké pasivní mobilizace ruky. Pasivní mobilizaci lze spojit se zrakovou a sluchovou stimulací nebo s funkčním tréninkem s předměty. Počítač s dotykovou obrazovkou lze použít jako ovládací panel nebo 3D rozhraní a může vytvářet další vizuo-akustické efekty.

RAR pomocí Glorehy pozitivně ovlivňuje zvyšování rozsahu kloubů, prevence adheze, kontraktury a poškození způsobené imobilizací ruky, snížení bolesti a otoku, vnímání vlastního těla (pohybocit i polohocit) (Montecchi, 2016).

Gloreha dále podporuje proprioceptivní stimulaci, zvýšení metabolismu kloubů a lymfatického a krevního oběhu v ruce, udržuje funkční aferenci, zvyšuje koordinaci a obratnost prstů, snižuje hypertonus a zvyšuje funkční nezávislost ruky (především se zaměřením na fáze uchopení, sevření a uvolnění) (Lee, 2021; Vanoglio, 2017).

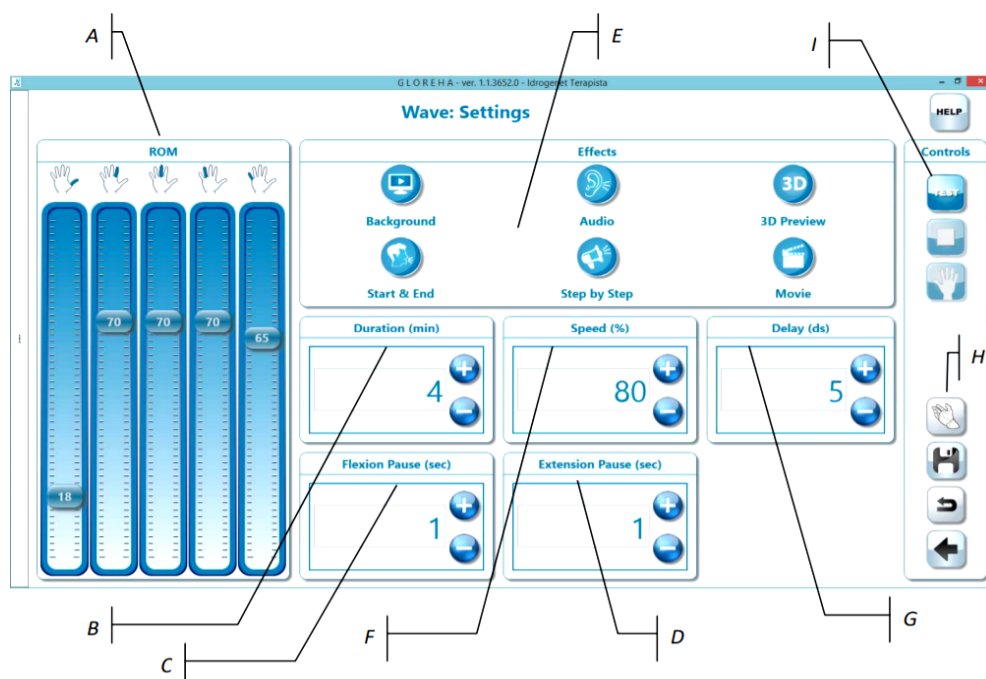
V rámci kognitivní oblasti zvyšuje vizuospaciální kapacitu mozku a udržení pozornosti. Montecchiová et al. (2016) popisují statisticky signifikantní účinek terapie na otok ruky ( $p = 0,042$ ) a rozsahy kloubů palce do extenze ( $p = 0,048$ ) a flexe ( $p = 0,0093$ ).

Pro každé cvičení (Tabulka 2.4.1.1) lze individuálně nastavit zvukové výstupy (tón při pohybu prstů), čtenou instruktáž při zahájení a ukončení terapie (v anglickém jazyce), psané instrukce před zahájením cvičení, pozadí za projektovanou rukou na monitoru (jednobarevné či obrázky přírody), AO terapii, která je ve formě krátkého videa s ukázkou cvičení, nebo 3D ukázka ruky před zahájením terapie. (Obr. 2.4.1.1)

Tabulka 2.4.1.1 Unimanuální přístup zahrnuje 9 individuálních cvičení prstů (vlastní zpracování)

<b>Jednotlivé sekvence prstů</b>	Izolovaná flexe a extenze od I. po V. prst
<b>Pěst</b>	Všechny prsty současně do flexe
<b>Pinzeta</b>	Flexe I. a II. prstu
<b>Počítání prstů</b>	Všechny prsty do flexe, postupně jednotlivé extenze
<b>Opozice ke všem prstům</b>	Postupná flexe a extenze I. prstu k II. – V. prstu
<b>Izolované flexe prstů a palce</b>	Současná flexe II. – V. prstu, izolovaně flexe I. prstu
<b>Postupná flexe a extenze prstů</b>	Plynulá flexe od V. prstu k I. a plynulá extenze od I. prstu k V. (vlnění)
<b>Nahodilé počítání prstů</b>	Náhodná extenze prstů
<b>Nahodilá sekvence jednoho prstu</b>	Náhodná flexe a extenze prstů

Obr. 2.4.1.1 Možnosti individuálního nastavení jednotlivých cvičení u unimanuálního přístupu (uživatelský manuál Gloreha professional 2-E, 2017)



**A** = individuální nastavení rozsahů pohybu, **B** = doba cvičení, **C** = pauza ve flexi, **D** = pauza v extenzi, **E** = nastavení audio-vizuálních efektů, **F** = nastavení rychlosti táhel, **G** = zpoždění mezi simultánními pohyby, **H** = zobrazení grafického simulačního náhledu efektů, **I** = test nastavení



## 2.4.2 Bimanuální přístup systému Gloreha Sinfonia

Bilaterální terapie je založená na využití dvou rukavic, kdy na zdravé končetině je aplikována senzorická rukavice a na paretické ruce je rukavice s pasivními táhly (stejná jako u unimanuálního přístupu). Zahájení a řízení pohybu je závislé na pohybech snímaných senzorickou rukavicí.

Bimanuální přístup roboticky asistované terapie Gloreha byl inspirován studiemi, které se zaměřují na roboticky asistovanou terapii pomocí povrchových EMG měření, která využívá zrcadlení zdravých pohybů rukou. Aktivita zdravé ruky je detekována její svalovou aktivitou a slouží k vedení robotické rukavice, která pohybuje paretickou rukou. Tento princip snímání lze zařadit mezi techniky zrcadlení. Pacient provádí (stejně jako u unimanuálního přístupu) cvičení před obrazovkou, kde se objevuje pohyb snímaný ze zdravé ruky v reálném čase a současně se zrcadlí do paretické končetiny. Tento přístup umožňuje neuronální mentální rekonstrukci pohybu, protože pacient, který vidí video, má pocit, že se postiženou rukou pohybuje bez pomoci (Serpelloni, 2016) (Obr. 2.4.2.1).

Obr. 2.4.2.1 Bimanuální roboticky asistovaná rukavice Gloreha Sinfonia (vpravo pasivní rukavice, vlevo senzorická rukavice) (vlastní zdroj)



Gloreha Sinfonia je vybavena oboustranným odlehčením pro obě horní končetiny. Sukal et al. (2005) popisují snížení patologických synergií horní končetiny pomocí eliminace gravitace. Pokud je paretická končetina v odlehčení, a tedy i v konfiguraci mírné abdukce v ramenním kloubu, vykazovali pacienti větší rychlost, rozsah i směrovou přesnost pohybu. Proto se v praxi nejen u Gloreha Sinfonia, ale i dalších typů RAR pro HK shledáváme s antigravitační podporou paže a předloktí.

Výhodou odlehčení končetiny je to, že se pacient může lépe soustředit na trénink distální části končetiny, jeho pozornost je tak více zaměřená na úkol. U pacientů po CMP je také často přítomen syndrom hemiparetického ramene, kdy se jedná o velmi bolestivé projevy v oblasti ramene, které mohou pacienta až paralyzovat v hybnosti s končetinou. Při použití odlehčení dochází k uvolnění svalů v oblasti ramene a pacient si cíleně nezvyšuje svalové napětí v končetině.

Před zahájením terapie je nutné provést aktivní kalibraci. Pokud je kalibrace provedena správně, pohyby se replikují do pasivní rukavice na končetině se senzomotorickým deficitem. Původně byla paretická končetina ovládána snímanými EMG signály ze zdravé končetiny (Gandolla, 2016; Serpelloni, 2016). Na zdravé končetině byly uloženy elektrody, které snímaly svalovou aktivitu ze zdravé horní končetiny, signál byl veden přes přijímač do filtru signálu a extraktor funkce do motorické jednotky přístroje a na terminální část rukavice Gloreha. Seperlloni et al. (2016) se zaměřili na konkrétní pohyb – flexe a extenze prstů, Gandollaová et al. (2016) použili pro pilotní testování tři cviky uchopování, manipulace s předměty a pinzetový úchop. Stejně nastavení pohybu přetrvalo, tři cviky zaměřené na flexi a extenzi, i když snímače EMG byly nahrazeny senzorkou rukavicí pro zdravou končetinu. V současné době je do bimanuálního tréninku možné zařadit tři cviky, které jsou založeny na flexi a extenzi všech prstů. (Tabulka 2.4.2.1)

Tabulka 2.4.2.1 Bilaterální trénink zahrnuje tři cvičení (vlastní zpracování)

<b>Pěst</b>	Flexe a extenze všech prstů na obou končetinách
<b>Uchopování</b>	Flexe a extenze všech prstů na obou končetinách, uchopování předmětů
<b>Dosahování</b>	Flexe a extenze všech prstů na obou končetinách, přenášení předmětů

Stejně jako u unimanuálního přístupu lze i u bimanuálního individuálně nastavit zvukové výstupy (tón při pohybu prstů), čtenou a psanou instrukci při zahájení a ukončení terapie (v anglickém jazyce) a AO terapii ve formě krátkého videa s ukázkou nadcházejícího cvičení. Navíc lze nastavit začátek a konec pohybového cyklu a rychlost následování pohybu zdravé končetiny. Rychlost stejnosměrného motoru GLOREHA je omezena na 16-24 mm/s (v závislosti na zatížení) a maximální odchylka je 100 mm. To znamená minimální dobu pohybu pro úplnou motorickou odchylku asi 6 s. Rukavice nikdy nejsou synchronní, ale mohou mít v průměru odchylku 2,2 s (Serpelloni, 2016).

### **3 Cíle, otázky a hypotézy práce**

#### **Výzkumný problém**

Jednou z hlavních domén ergoterapie je nácvik běžných denních činností (ADL), které jsou prováděny ve většině případů pomocí obou horních končetin (nanesení pasty na kartáček, použití přístroje, zapínání knoflíků a zavazování tkaniček, loupání brambor, řízení auta).

V neurorehabilitaci u pacientů po získaném poškození mozku je většina terapeutických technik a metod zaměřená na rehabilitaci méně funkční strany těla (na paretickou či plegickou polovinu těla). Existuje poměrně málo přístupů, které lze využít bimanuálně např. Affolterové metoda nebo cvičení dle Brunnströmové.

V současné době se v rehabilitaci stále více využívá roboticky asistovaná terapie, hlavně u pacientů po získaném poškození mozku. Z tohoto důvodu bylo zvoleno hodnocení nové kombinace terapeutických přístupů RAR a konvenční terapie, které podporují funkční zapojení horní končetiny, podporují neuroplastické změny mozku a zároveň využívají bimanuální přístup.

#### **Výzkumná otázka**

Jaký je rozdíl ve funkci a funkčních činitelích paretické horní končetiny u pacientů po získaném poškození mozku po aplikaci bimanuálního a unimanuálního přístupu robotické rukavice Gloreha?

#### **Cíl disertační práce**

Cílem této disertační práce je zjistit, zda existuje rozdíl ve funkci horní končetiny, pokud u pacientů po získaném poškození mozku budou aplikovány dva rozdílné přístupy, unimanuální a bimanuální, za využití roboticky asistované terapie s Gloreha Sinfonia.

- a) Unimanuální přístup roboticky asistované rukavice Gloreha Sinfonia – pacientovi je aplikována jedna roboticky asistovaná rukavice, kde probíhá pasivní mobilizace dle optimálních možných rozsahů pohybu v MP a IP kloubech v kombinaci s akčně-observační terapií během mobilizace.
- b) Bimanuální přístup roboticky asistované rukavice Gloreha – pacientovi jsou aplikovány dvě rukavice, na zdravou končetinu senzorická a na paretickou končetinu pasivní rukavice. Pacient pohybuje zdravou končetinou, přes senzory je

přenášen simultánní pohyb do pasivní rukavice, kde probíhá pasivní mobilizace v kombinaci s akčně-observační terapií během samotné mobilizace a jednu minutu před pasivní mobilizací.

### **Statistické hypotézy**

Hypotézy pro statistickou analýzu naměřených dat byly stanoveny na základě nastudované literatury, která se vztahuje k problematice získaného poškození mozku a roboticky asistované terapie a má vztah k cílům této práce. Hypotézy jsou rozděleny do tří oblastí, které se vztahují k funkčnímu využití paretické horní končetiny.

#### **Funkční využití paretické horní končetiny**

**H<sub>0</sub>:** *U skupin s bimanuálním přístupem nedojde ke statisticky významnému rozdílu v oblasti počtu provedených běžných denních činností dle Upper Extremity Motor Activity Log v čase T2 a T3, na hladině významnosti  $p = 0,05$ .*

**H<sub>1</sub>:** *U skupin s bimanuálním přístupem dojde ke statisticky významnému rozdílu v oblasti počtu provedených běžných denních činností dle Upper Extremity Motor Activity Log v čase T2 a T3 na hladině významnosti  $p = 0,05$ .*

**H<sub>0</sub>:** *U skupin pacientů s bimanuálním přístupem roboticky asistované terapie a unimanuálním přístupem roboticky asistované terapie nedojde ke statisticky významnému rozdílu ve funkčním využití horní končetiny v čase T2 a T3 na hladině významnosti  $p = 0,05$ , hodnoceno Motor Assessment Scale zvlášť pro kategorii 7. a 8.*

**H<sub>2</sub>:** *U skupin pacientů s bimanuálním přístupem roboticky asistované terapie a unimanuálním přístupem roboticky asistované terapie dojde ke statisticky významnému rozdílu ve funkčním využití horní končetiny v čase T2 a T3 na hladině významnosti  $p = 0,05$ , hodnoceno Motor Assessment Scale zvlášť pro kategorii 7. a 8.*

#### **Svalová síla paretické horní končetiny**

**H<sub>0</sub>:** *U skupin pacientů s bimanuálním přístupem roboticky asistované terapie a unimanuálním přístupem roboticky asistované terapie nedojde ke statisticky významnému rozdílu ve svalové síle paretické horní končetiny na hladině významnosti  $p = 0,05$ , hodnoceno Motricity Indexem.*

**H3:** *U skupin pacientů s bimanuálním přístupem roboticky asistované terapie a unimanuálním přístupem roboticky asistované terapie dojde ke statisticky významnému rozdílu ve svalové síle paretické horní končetiny na hladině významnosti  $p = 0,05$ , hodnoceno Motricity Indexem.*

## **4 Metodika práce**

### **4.1 Postup zpracování teoretických východisek práce**

Teoretická východiska práce přináší náhled do problematiky roboticky asistované terapie u pacientů po získaném poškození mozku. Roboticky asistovaná terapie je specifická, pokud je aplikovaná bimanuálně a její efekt může ovlivnit principy neuronální plasticity a senzomotorickou reedukaci u pacientů po získaném poškození mozku. Součástí teoretických východisek je i systematická rešerše zahrnující výhradně kontrolované randomizované studie, které se věnují využití bimanuální roboticky asistované terapie u pacientů po CMP a porovnávají tento moderní přístup s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem či konvenční terapií.

#### **4.1.1 Systematická analýza klinických studií využívajících bimanuální přístup v roboticky asistované terapii u pacientů po CMP**

Pro zpracování systematické rešerše na téma bimanuální využití roboticky asistované terapie u pacientů po CMP byly využity odborné informační zdroje z bibliografických a fulltextových databází – Web of Science, PubMed, SCOPUS, EBSCO (Academic Search Ultimate), MEDLINE Complete, Sportdiscus, Springerlink, Journal@Ovid a IEEE Xplore Digital Library. Vyhledávání v databázích proběhlo pomocí služby UKAŽ, kterou nabízí Univerzita Karlova a kde je možné z jednoho místa získat odborné zdroje z výše uvedených databází. Vyhledávání proběhlo v prosinci 2020 a byla využita následující kombinace slov a Booleovských operátorů:

(bimanual OR bilateral) AND (therapy OR training) AND (robot OR robot-assisted therapy) AND (stroke OR cerebrovascular accident OR acquire brain injury)

V první fázi byl proveden předvýběr studií, kdy se jednalo o identifikaci širšího okruhu studií, který byl nalezen dle klíčových slov. Do předvýběru bylo zahrnuto 464 odborných zdrojů.

V druhé fázi byl předvýběr studií zúžen na akademická periodika pouze v českém a anglickém jazyce, publikovaná v rozmezí let 2005–2020 a dostupná v plných textech pro UK. Po zúžení výběru bylo dostupných 279 odborných studií, všechny studie byly

v anglickém jazyce. Dále bylo vyhledávání zúženo na výsledky z konkrétních databází (Tabulka 4.1.1.1), kdy se jednalo celkem o 197 odborných článků. (Schéma 4.1.1.1)

Tabulka 4.1.1.1 Přehled dohledaných studií v databázích (vlastní zpracování)

Název databáze	Počet nalezených studií
IEEE Xplore Digital Library	45
MEDLINE Complete	48
EBSCO (Academic Search Ultimate)	30
Web of Science (Science Citation Index)	29
Scopus®	18
Journals@OVID	6
SPORTDiscus	7
ScienceDirect	6
Springer Nature Journals	8
<b>Celkem</b>	<b>197</b>

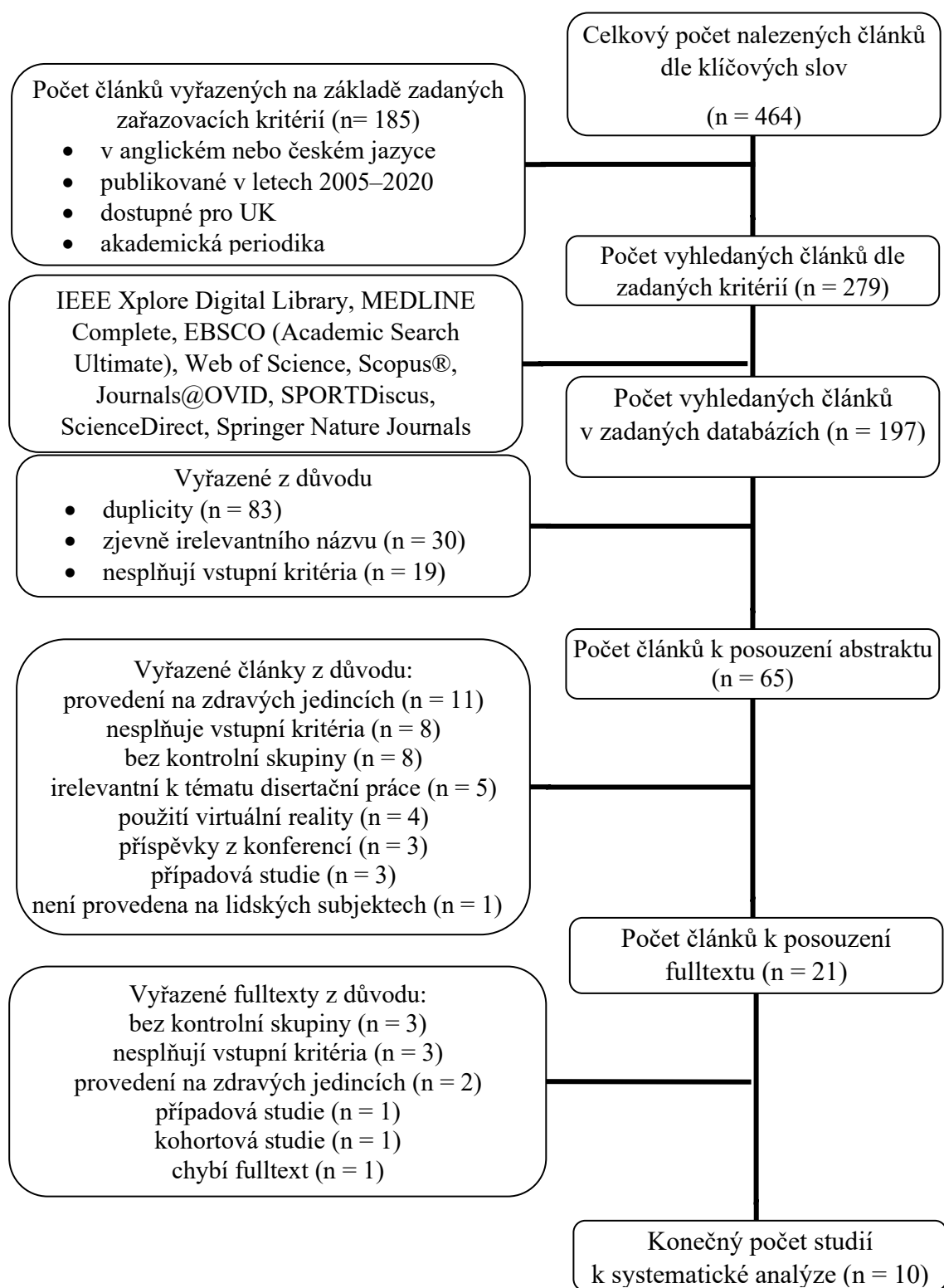
Základní vstupní kritéria obsahovala:

- 1) provedení výzkumu na dospělých pacientech po získaném poškození mozku
- 2) v experimentální skupině je robotické zařízení s bimanuálním přístupem
- 3) práce porovnává bimanuální roboticky asistovanou terapii s unimanuální robotickou terapií či konvenční terapií (vč. fyzikální terapie)
- 4) cílem výzkumu je zjistit ovlivnění motorických a funkčních schopností paretické horní končetiny po aplikaci různých typů přístupů v porovnání s bimanuální RAR

Základní vyřazovací kritéria obsahovala:

- 1) využití virtuální reality, augmentované reality či transkraniální stimulaci během porovnávané intervence
- 2) výstupy z odborné práce jsou technické a nevztahují se ke klinickému stavu probandů
- 3) práce je zaměřená na technickou konstrukci a vývoj roboticky asistovaných zařízení
- 4) práce je zaměřená na efekt kombinace botulotoxinu A a roboticky asistované terapie
- 5) práce obsahuje pouze experimentální skupinu

Schéma 4.1.1.1 Popis fází třídění odborných studií do systematické analýzy na téma bimanuální využití roboticky asistované terapie u pacientů po CMP (vlastní zpracování)





## 4.2 Typ odborné studie

Vlastní výzkum je koncipován jako monocentrická randomizovaná kontrolovaná jednoduše zaslepená studie s dvěma souběžnými rameny. Jedná se o kvantitativní klinický výzkum, během kterého byly porovnávány dvě skupiny pacientů. Skupina A podstoupila terapii s bimanuální roboticky asistovanou rukavicí Gloreha Sinfonia a skupina B měla cvičení s unimanuální roboticky asistovanou rukavicí Gloreha Sinfonia. Vzhledem k předchozím probíhajícím studiím (Lee, 2021; Vanoglio; 2017; Montecchi, 2016), kdy byl prokázán efekt unimanuální roboticky asistované rukavice Gloreha v porovnání s kontrolní skupinou bez roboticky asistované terapie pro horní končetinu, je tato práce zaměřená na porovnání dvou přístupů pomocí roboticky asistované terapie.

## 4.3 Postup výběru a zařazení pacientů do studie

Do studie byli zařazeni dospělí pacienti v subakutním stádiu po získaném poškození mozku, kteří byli současně zařazeni do specializovaného rehabilitačního kranioprogramu v Rehabilitačním ústavu Kladruby, který odpovídá specifickým potřebám pacientů po CMP dle Mezinárodních klinických doporučení pro management péče pro pacienty po CMP (National Stroke Foundation, 2010).

Kranioprogram Rehabilitačního ústavu Kladruby v České republice navazuje na Věstník Ministerstva zdravotnictví z roku 2010 o zřízení iktových center a komplexních cerebrovaskulárních center (MZ ČR, 2010). Kranioprogram nabízí pacientům po získaném poškození mozku zvýšenou intenzitu komplexní péče v oblasti fyzioterapie, ergoterapie, logopedie a psychologie. Pacientům, kteří jsou zařazeni do tohoto intenzifikovaného programu, je sestavován rehabilitační program dle jednotných směrnic s ohledem na tíži deficitu. Program tedy zajišťuje maximálně možný jednotný program pro všechny zařazené pacienty v rámci poskytování konvenční terapie.

Vybraní terapeuti, kteří pracují v kranioprogramu, se řídí jednotnou metodikou práce, která je doporučená pro pacienty po CMP. Od roku 2015 do 2016 probíhal kranioprogram jako pilotní projekt, nyní je uznán jako standardní rehabilitační program se zvýšenou úhradou dle zvýšené intenzity pro čtyři základní intervence u pacientů po získaném poškození mozku.

Pacienti byli do kranioprogramu doporučováni na základě vstupního lékařského, fyzioterapeutického, ergoterapeutického, logopedického a psychologického vyšetření.

Na doporučení pacientů do studie se podíleli tři ergoterapeutky a jeden ergoterapeut z kraniotýmu. Aplikace roboticky asistované terapie byla provedena vždy dle indikace ošetřujícího lékaře.

Sběr pacientů probíhal od ledna 2018 do září 2020. Všichni zařazení pacienti měli diagnózu cévní mozková příhoda a museli splnit vstupní klinická kritéria (Tabulka 4.3.1) a indikační přístrojová kritéria (Tabulka 4.3.2).

Tabulka 4.3.1 Základní indikační a kontraindikační klinická kritéria pro zařazení probandů do studie (vlastní zpracování)

Indikační klinická kritéria	Kontraindikační klinická kritéria
<ul style="list-style-type: none"> <li>• dg. cévní nemoci mozku a poranění hlavy</li> <li>• &lt; 1 rok, s klinickým projevem hemiparézy</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• komorbidity v oblasti horní končetiny, které zabraňují znovuoživení funkcí končetiny (Multiplex sclerosis, Parkinsonova choroba, revmatoidní artritida, spinální onemocnění)</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• věk od 35 do 65 let</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• pacienti s neglect syndromem (diagnostikováno dle Cathrine Bergego Scale a Bell testu)</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Motor Assessment Scale (MAS) minimálně 1 činnost a maximálně 3 činnosti, které nevyžadují funkční úchop</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• pacienti s apraxií</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL) minimálně 2 činnosti a maximálně 5 činností</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• těžký kognitivní deficit</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• zařazení do kranioprogramu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• těžká fatická porucha mimo expresivní afázie</li> </ul>

Tabulka 4.3.2 Základní indikační a kontraindikační přístrojová kritéria pro zařazení probandů do studie (vlastní zpracování)

Indikační přístrojová kritéria*	Kontraindikační přístrojová kritéria
<ul style="list-style-type: none"> <li>• cévní mozková příhoda – paréza či plegie HK</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• aktivní a nekontrolované záněty</li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• artritida</li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nestabilní zlomeniny</li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• krvácivé stavy v oblasti HK</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• získané poškození mozku – paréza či plegie HK</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• neošetřené a nechráněné kožní infekce a léze</li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nespolutracující nebo agresivní chování</li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• těžká spasticita dle MAS &gt; 3</li> </ul>

\* Dle uživatelského manuálu existují další nikoli neurologické indikace bez vztahu k této práci

Pacienti vhodní do studie byli osloveni k možné spolupráci a následovalo vyšetření ergoterapeutem pro vhodnost zařazení do studie a ověření splnění vstupních kritérií. Pokud se u pacienta, který prošel vstupním screeningem pro vhodnost k zařazení do studie, objevil dle Mini-Mental State Examination (MMSE) kognitivní deficit pod 18 bodů, bylo zařazení pacienta do studie konzultováno s psychologem. Pokud u pacienta byla přítomná fatická porucha, byla provedena konzultace s klinickým logopedem o míře porozumění instrukcím a terapii. Fatická porucha a její typ byl diagnostikován klinickým logopedem během vstupního vyšetření do kranioprogramu.

Na realizaci sběru dat se podílelo pět ergoterapeutů s následující dělbou práce:

jeden ergoterapeut (autorka disertační práce) – organizace průběhu studie, vstupní, kontrolní a závěrečné hodnocení, shromáždění a analýza získaných dat po ukončení kompletního testování, zaslepení v intervenci roboticky asistované terapie.

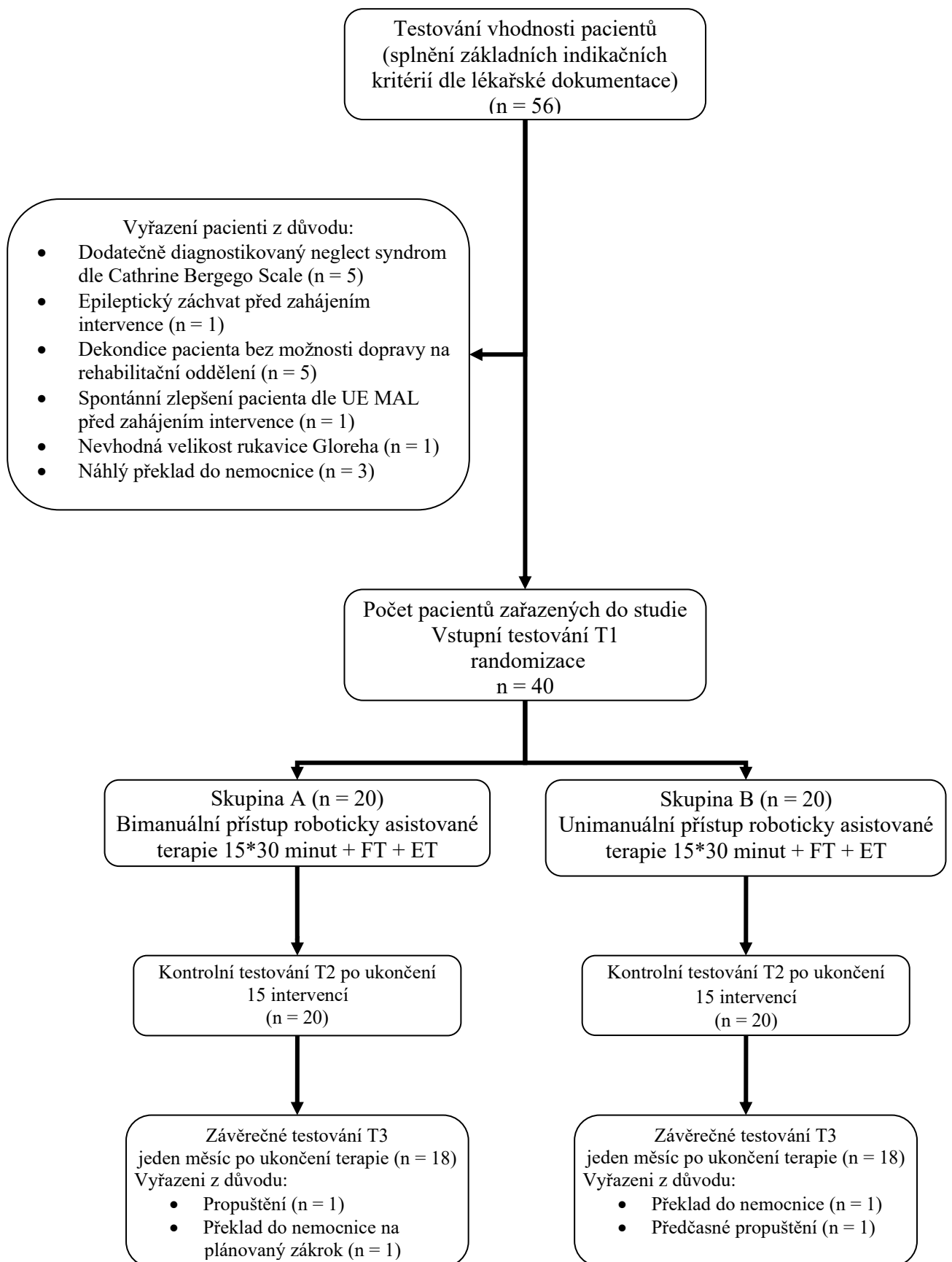
čtyři ergoterapeuti – aplikace roboticky asistované terapie dle konkrétní metodiky, nebyli seznámeni s cílem a záměrem disertační práce, aby se předešlo zkreslení výsledků.

Před zahájením roboticky asistované terapie s rukavicí Gloreha byl pacient přidělen do skupiny „A“ nebo „B“, kdy prostým náhodným výběrem formou losování byla vybrána z tmavé neprůhledné obálky kartička s písmenem „A“ nebo „B“. (A = bimanuální přístup, B = unimanuální přístup).

Před zahájením terapie byli všichni pacienti detailně a srozumitelně seznámeni s obsahem terapie, cílem a nakládáním s výsledky studie. Pacientům byla zajištěna anonymita poskytnutých dat a bylo jim umožněno kdykoli ze studie odstoupit či ji přerušit bez jakéhokoli postihu. Všichni pacienti podepsali informovaný souhlas (Příloha 1), který byl schválený Etickou komisí FTVS UK s jednacím číslem 221/2017 (Příloha 2) a Etickou komisí RÚ Kladruby ze dne 25.01.2018.

Schéma 4.3.1. popisuje postup zařazování pacientů do studie v pořadí, v jakém byli přijímáni primářkou oddělení do RÚ Kladruby a zařazování do kranioprogramu.

Schéma 4.3.1 Zařazování pacientů do studie (vlastní zpracování)



#### 4.4 Charakteristika souboru pacientů

Od ledna 2018 do září 2020 bylo do studie celkem zařazeno 40 pacientů, kteří dokončili intervenci 15 terapií s roboticky asistovanou terapií a 36 pacientů bylo hodnoceno i po měsíci od ukončení intervence s robotickou rukavicí Gloreha. Do skupiny A (s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem) bylo zařazeno 20 pacientů, stejný počet pacientů dokončil intervenci 15 terapií a 18 pacientů bylo hodnoceno měsíc po ukončení RAR s Glorehou. Do skupiny B (s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem) bylo zařazeno 20 pacientů, stejný počet pacientů dokončil intervenci 15 terapií a 18 pacientů bylo hodnoceno měsíc po ukončení unimanuální RAR.

Do skupiny A bylo náhodným výběrem zařazeno 10 mužů a deset žen v průměrném věku 52,6 let ( $SD \pm 8,03$ ), do skupiny B bylo náhodným výběrem zařazeno 14 mužů a 6 žen v průměrném věku 55,7 let ( $SD \pm 6,22$ ).

Všichni zařazení pacienti měli diagnostikovanou cévní mozkovou příhodu a byli ve stádiu méně než 1 rok od vzniku léze. Ze zařazených probandů 75 % prodělalo ischemickou cévní mozkovou příhodu, což je ve shodě s odbornou literaturou (Gillen, 2016; Kalvach, 2010), která uvádí, že 75 % CMP je ischemických. Distribuce těchto pacientů je do obou skupin stejná (po 15 pacientech po iCMP ve skupině A i B). V průměru je doba od vzniku léze u obou skupin podobná (u skupiny A 74 dnů,  $SD \pm 39,42$  a u skupiny B 60 dnů,  $SD \pm 10,13$ ). Z celkového počtu 40 pacientů mělo 52,5 % klinický projev pravostranné hemiparézy, distribuce pravostranné hemiparézy byla v obou skupinách podobná (ve skupině A 50 % pravostranných hemiparéz, ve skupině B 55 % pravostranných hemiparéz). Z celkového počtu zařazených pacientů je 87,5 % pravostranně dominantních. Distribuce dominance je podobná u obou skupin (ve skupině A je 90 % pacientů pravostranně dominantních, ve skupině B je 85 % pacientů pravostranně dominantních). Ve skupině A je u 40 % pacientů shoda ve stranovém projevu hemiparézy a dominance, ve skupině B je u 60 % pacientů shoda ve stranovém projevu hemiparézy a dominance. Základní demografické údaje jsou popsány v tabulce 4.4.1.

Tabulka 4.4.1 Demografická charakteristika obou skupin pro základní údaje (vlastní zpracování)

	<b>Soubor celkem</b>	<b>Bimanuální skupina</b>	<b>Unimanuální skupina</b>	<b>p-hodnota</b>
<b>N</b>	40	20	20	
<b>Pohlaví</b>	24 mužů 16 žen	10 mužů 10 žen	14 mužů 6 žen	0,197
<b>Věk (roky, SD)</b>	54,1 (± 7,35)	52,6 (±8,03)	55,7 (± 6,22)	0,843
<b>Diagnóza</b>				
hCMP	10	5	5	-
iCMP	30	15	15	-
<b>Doba od vzniku CMP (dny, SD)</b>	67,22 (±33,74)	74 (± 39,42)	60 (± 20,13)	0,869
<b>Hemiparéza</b>	21 pravostranná 19 levostranná	10 pravostranná 10 levostranná	11 pravostranná 9 levostranná	0,752
<b>Dominance</b>				
PHK	35	18	17	-
LHK	5	2	3	-

**CMP** = cévní mozková příhoda, **hCMP** = hemoragická cévní mozková příhoda, **iCMP** = ischemická cévní mozková příhoda, **LHK** = levá horní končetina, **N** = počet, **PHK** = pravá horní končetina, **SD** = směrodatná odchylka

Klasifikace tíže parézy, která byla použita pro tuto práci, vychází z obecně uznávané lékařské klinické praxe, dle které lze parézu hodnotit do šesti stupňů. (Tabulka 4.4.2)

Tabulka 4.4.2 Funkční hodnocení tíže parézy na horní končetině (vlastní zpracování)

<b>Frustní paréza</b>	Minimální funkční omezení, aktivní hybnost je ve všech segmentech dostatečnou silou, minimální omezení jemné motoriky, resp. pohybu akra končetiny, ale plně funkční
<b>Lehká paréza</b>	Mírné oslabení ve všech segmentech, malé funkční omezení, horší a méně funkčně využitelné akrum – horší jemná motorika
<b>Středně těžká paréza</b>	Obvykle jemná motorika nefunkční, částečně omezená funkce končetin, oslabení v celém průběhu
<b>Těžká paréza</b>	Minimální možné funkční využití horní končetiny, současně zachovalá alespoň částečná aktivní hybnost horní končetiny
<b>Velmi těžká paréza</b>	Minimální aktivní hybnost alespoň v jednom segmentu, bez možného funkčního využití, funkčně vzato plegie
<b>Plegie</b>	Žádná aktivní hybnost v žádném segmentu

Klinický projev tíže parézy byl v obou skupinách srovnatelný, ve skupině A byly čtyři středně těžké parézy, osm těžkých paréz, osm velmi těžkých paréz, a ve skupině B tři středně těžké parézy, deset těžkých paréz a sedm velmi těžkých paréz.

U pacientů byla lokalizace léze určena lékařem na základě zobrazovacích metod. Léze byly nejčastěji lokalizované v povodí a. carotis interna, a. cerebri media a v bazálních gangliích. V individuálních případech byla léze ve vertebrobazilárním povodí, thalamu, a. choroidea anterior, v oblasti capsula interna a hemoragie ve frontálním laloku.

Funkce horní končetiny byla plně porušena u 13 pacientů ve skupině A i B, ve skupině A mělo pět pacientů dlaňový úchop a ve skupině B čtyři pacienti. Ojediněle se vyskytoval dlaňový úchop v kombinaci s pinzetovým úchopem (u skupiny A dva pacienti a u skupiny B tři pacienti).

Aktivní hybnost do extenze prstů byla plně porušena ve skupině A u 50 % pacientů, u zbylých pacientů se jednalo o velmi malé rozsahy pohybu do  $\frac{1}{4}$ – $\frac{2}{3}$ . U skupiny B byla aktivní extenze prstů porušena u 85 % pacientů, u zbylých pacientů byl aktivní rozsah pohybu do  $\frac{1}{2}$ – $\frac{2}{3}$ . Aktivní abdukce palce byla ve skupinách velmi srovnatelná, u skupina A 75 % pacientů bylo bez aktivní hybnosti a u 25 % pacientů byla aktivní hybnost v rozsahu pohybu  $\frac{1}{4}$ – $\frac{1}{2}$ . U skupiny B mělo omezenou aktivní hybnost palce 70 % pacientů, u 25 % pacientů se jednalo o rozsah pohybu do  $\frac{1}{4}$ – $\frac{3}{4}$ , a pouze u 5 % (jednoho pacienta) byl hodnocen plný rozsah pohybu palce do abdukce.

Aktivní hybnost akra byla hodnocena do dorzální flexe, ulnární a radiální dukce. Ve skupině A bylo 60 % pacientů bez aktivní hybnosti do všech směrů rozsahu, u tří pacientů byla částečně zachovaná hybnost do dorzální flexe i dukcí, u čtyř pacientů byla částečná hybnost pouze do dorzální flexe a u jednoho pacienta aktivní hybnost do dorzální flexe a ulnární dukce. Ve skupině B u 75 % pacientů byla plně porušena hybnost akra do všech směrů, u čtyřech pacientů byla částečně zachována dorzální flexe s dukcemi a u jednoho pacienta byla možná částečná dorzální flexe a radiální dukce.

Druhým nejvíce omezeným segmentem v aktivní hybnosti do antispastického vzorce byl loket, kdy ve skupině A bylo 75 % pacientů bez aktivní extenze v lokti a ve skupině B 70 % pacientů. Zbylé počty pacientů v obou skupinách měly aktivní extenzi v lokti částečnou, a to v rozsahu pohybu  $\frac{1}{4}$ – $\frac{3}{4}$ . Pouze jeden pacient ve skupině A dosáhl plné aktivní extenze v lokti, distálně však končetina byla bez primárního úchopu.

V obou skupinách se v klinických obrazech objevovaly i poruchy senzoryky, a to převážně v povrchovém cití. Ve skupině A bylo povrchové cití porušeno ve všech kvalitách u 55 %

pacientů a ve skupině B u 45 % pacientů. Ve skupině A u jednoho pacienta nebylo možné cítit validně vyšetřit pro expresivní afázii, u šesti pacientů došlo k hyposenzitivitě ve všech kvalitách v celém průběhu končetiny, u dvou byla hyposenzitivita pouze v oblasti ruky, u jednoho pacienta byla zcela anestezie a u jednoho pacienta byla hypersenzitivita od lokte distálně. Ve skupině B bylo stejně jako u skupiny A šest pacientů s celkovou hyposenzitivitou HK, jeden pacient měl hyposenzitivitu od lokte proximálně, jeden pacient měl anestezii a jednoho pacienta nebylo možné validně vyšetřit. Hluboké cítí zahrnovalo tři kvality: polohocit, pohybovit a vibrace. Ve skupině A byla přítomná porucha u 25 % pacientů, z toho u dvou pacientů byla hyposenzitivita v celé HK, u jednoho byla hyposenzitivita od lokte distálně, u dvou pacientů byl pokles cítí pouze v oblasti ruky a u jednoho pacienta nebylo možné provést validní vyšetření pro expresivní afázii. Ve skupině B byla přítomnost poruchy hlubokého cítí u 10 % pacientů, kdy u dvou pacientů byla hyposenzitivita v celé HK, u jednoho pacienta nebylo možné pro expresivní afázii validně cítí vyšetřit.

Bolest v průběhu horní končetiny byla nejčastěji lokalizovaná v oblasti ramene, kdy se ve všech případech jednalo o bolest při pasivních pohybech v krajních rozsazích. Pacienti subjektivně nepocítovali, že je bolest funkčně limitovala. Ve skupině A byla bolest přítomná u 35 % pacientů, z toho šest pacientů mělo bolest v rameni a jeden pacient bolest v rameni i v zápěstí při pasivním protažení. Ve skupině B byla bolest u 40 % pacientů, kdy u šesti pacientů byla lokace bolesti v rameni, u jednoho pacienta v rameni a prstech a u jednoho v rameni a lokti.

Pro komplexní klinický obraz byly hodnoceny i fatické a kognitivní funkce. Pokud u pacienta byl diagnostikován deficit v těchto funkcích, bylo rozhodnuto o vhodnosti zařazení do studie na základě konzultace a odborného vyšetření klinickým logopedem a klinickým psychologem.

Ve skupině A byla přítomná fatická porucha u 40 % pacientů, z toho u čtyř pacientů se jednalo o expresivní afázii, kde nebylo porušeno porozumění, a u čtyř pacientů se jednalo o globální afázii, kde bylo porozumění instrukcím a terapii dostatečně zachováno a bylo na úrovni funkční komunikace. Ve skupině B bylo 15 % pacientů s fatickou poruchou, kdy jeden pacient měl expresivní afázii, jeden globální afázii a jeden anomickou afázii. I v této skupině bylo u afatických pacientů porozumění plně zachováno nebo na dostačující úrovni.



Kognitivní funkce byly screeningově hodnoceny testem Mini Mental State Examination (MMSE). Ve skupině A bylo 50 % pacientů bez kognitivního deficitu<sup>3</sup>, u šesti pacientů byl přítomný mírný kognitivní deficit a u čtyř pacientů těžký kognitivní deficit. U pacientů s těžkým deficitem byla současně přítomná expresivní či globální afázie, přičemž MMSE je silně verbální test, proto tyto případy byly konzultovány s klinickým psychologem pro detailnější vyšetření nonverbálními testy, a následně bylo rozhodnuto o vhodnosti zařazení do studie. Ve skupině B bylo 85 % bez kognitivního deficitu, u tří pacientů byl těžký kognitivní deficit, který byl stejně jako u skupiny A ovlivněn přítomností afázie. Tito tři pacienti byli konzultováni a dovyšetřeni klinickým psychologem pro vhodnost zařazení do studie.

Tabulka 4.4.3 a 4.4.4 přináší ucelený popis klinických stavů pacientů v obou skupinách.

---

<sup>3</sup> Pozn. autora: Jedná se o screeningové hodnocení kognitivních funkcí, při detailnějším vyšetření mohou být v některých doménách odhalena kognitivní oslabení.

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 1. (vlastní zpracování)

ID	skupina	pohlaví	Věk (roky)	typ CMP	lokalizace léze	doba od vzniku CMP	lateralita symptomatiky	dominance
1	A	M	55	iCMP	ACI	83	sin	PHK
2	A	M	61	iCMP	ACM	69	dx	LHK
4	A	Ž	42	hCMP	BG	79	dx	PHK
5	A	M	62	iCMP	ACM	68	dx	PHK
6	A	Ž	48	hCMP	ACM	91	sin	PHK
7	A	M	42	hCMP	BG	204	dx	PHK
11	A	Ž	63	iCMP	ACM	57	dx	PHK
13	A	M	57	iCMP	ACI	40	dx	PHK
17	A	Ž	42	iCMP	ACI	90	dx	PHK
16	A	M	52	iCMP	ACM	58	sin	PHK
19	A	Ž	53	iCMP	ACM	110	sin	PHK
20	A	Ž	51	iCMP	ACI	68	sin	PHK
21	A	M	47	iCMP	ACM	138	dx	LHK
23	A	M	61	iCMP	ACI + ACM	56	sin	PHK
31	A	Ž	52	iCMP	ACM	39	sin	PHK
33	A	M	52	hCMP	BG	73	sin	PHK
34	A	M	47	iCMP	BG	60	sin	PHK
35	A	Ž	64	hCMP	F	35	dx	PHK
40	A	Ž	37	iCMP	ACHA	43	dx	PHK
29	A	Ž	64	iCMP	CI	28	sin	PHK

ACI = arteria carotis interna, ACM = arteria cerebri media, ACHA = arteria choroidea anterior, BG = bazální ganglia, CI = capsula interna, dx = dexter, pravý, F = frontálně, hCMP = hemoragická cévní mozková příhoda, iCMP = ischemická cévní mozková příhoda, LHK = levá horní končetina, M = muž, PHK = pravá horní končetina, sin = sinister, levý, Ž = žena

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 2. (vlastní zpracování)

ID	Tíže parézy	Úchop	Aktivní extenze prstů	Aktivní abdukce palce	Aktivní pohyby akra	Aktivní extenze lokte
1	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
2	středně těžká	NE	NE	NE	NE	NE
4	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
5	těžká	NE	1/4	1/4	¼ DF+RD+UD	NE
6	středně těžká	dlaňový	1/4	1/2	¼ DF, ¾ RD+UD	2/3
7	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
11	velmi těžká	NE	1/4	NE	NE	NE
13	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
17	těžká	NE	NE	NE	¼ DF	NE
16	velmi těžká	dlaňový, pinzeta	2/3	NE	¼ DF	NE
19	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
20	těžká	dlaňový, pinzeta	2/3	1/2	1/3 DF+UD	3/4
21	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
23	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
31	středně těžká	dlaňový	1/2	NE	1/3DF	2/3
33	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
34	středně těžká	NE	1/3	NE	1/3DF	1
35	velmi těžká	dlaňový	1/3	NE	NE	NE
40	těžká	dlaňový	1/3	1/2	1/2DF+RD+UD	1/3
29	těžká	dlaňový	1/3	1/4	NE	NE

DF = dorzální flexe, RD = radiální dukce, UD = ulnární dukce

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 3. (vlastní zpracování)

ID	Porucha senzoriky		Bolest	Fatická porucha	MMSE
	Povrchového čítí	Hlubokého čítí			
1	↓ algické + diskriminační v ruce	↓ v celé HK	rameno	NE	30
2	anestezie v celé HK	↓ od lokte distálně	NE	EA	16
4	NE	NE	NE	EA	26
5	NE	NE	NE	EA	18
6	↓ v celé HK	NE	rameno, zápěstí	NE	18
7	NELZE	NELZE	NE	EA	7
11	NE	NE	rameno	NE	21
13	NE	NE	NE	NE	28
17	NE	NE	NE	GA	22
16	↓ v celé HK	NE	NE	GA	14
19	↑ od lokte distálně	NE	NE	NE	28
20	NE	↓ v celé HK	NE	NE	24
21	↓ v celé HK	NE	rameno	GA	18
23	NE	NE	rameno	NE	21
31	↓ taktilní + algické + diskriminační v ruce	NE	NE	GA	0
33	NE	NE	rameno	NE	30
34	NE	NE	NE	NE	30
35	↓ algické + diskriminační v celé HK	↓ v prstech	rameno, prsty	NE	26
40	↓ algické + termické v celé HK	↓ v prstech	NE	NE	30
29	↓ v celé HK	NE	NE	NE	26

EA = expresivní afázie, GA = globální afázie, ↓ = hyposenzitivita, ↑ = hypersenzitivita, HK = horní končetina, MMSE = Mini Mental State Examination

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 1. (vlastní zpracování)

ID	skupina	pohlaví	věk	typ CMP	lokalizace léze	doba od vzniku CMP	lateralita symptomatiky	Dominance
3	B	M	59	iCMP	ACM	57	sin	LHK
8	B	Ž	58	iCMP	ACI+ACM	62	sin	PHK
9	B	M	65	hCMP	ACM	92	sin	PHK
10	B	M	63	iCMP	ACM+BG	49	dx	PHK
12	B	Ž	64	hCMP	ACM	61	dx	PHK
14	B	M	47	hCMP	ACI	29	sin	LHK
15	B	M	57	iCMP	Thalamus	49	dx	PHK
18	B	M	62	iCMP	BG	74	dx	PHK
22	B	M	62	hCMP	BG	47	sin	PHK
24	B	M	57	iCMP	ACI+ACM	48	dx	PHK
25	B	M	64	iCMP	ACM	47	dx	PHK
26	B	M	43	iCMP	ACM	54	sin	PHK
27	B	M	54	iCMP	BG	31	dx	PHK
28	B	M	50	iCMP	VB	88	dx	PHK
30	B	Ž	52	iCMP	ACM	45	dx	PHK
32	B	Ž	50	hCMP	ACI	54	dx	LHK
36	B	M	49	iCMP	ACM	114	sin	PHK
37	B	Ž	52	hCMP	F	64	sin	PHK
38	B	M	53	iCMP	BG+thalamus	78	sin	PHK
39	B	Ž	52	iCMP	CI+thalamus	57	dx	PHK

ACM = a. cerebri media, ACI = arteria carotis interna, BG = bazální ganglia, dx = dexter, pravý, F = frontálně, hCMP = hemoragická cévní mozková příhoda, iCMP = ischemická cévní mozková příhoda, LHK = levá horní končetina, M = muž, PHK = pravá horní končetina, sin = sinister, levý, VB = vertebrobazální povodí, Ž = žena

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 2. (vlastní zpracování)

ID	Tíže parézy	úchop	Aktivní extenze prstů	Aktivní abdukce palce	Aktivní pohyby akra	Aktivní extenze lokte
3	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
8	těžká	dlaňový	$\frac{2}{3}$	$\frac{3}{4}$	$\frac{3}{4}$ DF, $\frac{1}{4}$ RD, $\frac{1}{2}$ UD	$\frac{3}{4}$
9	středně těžká	NE	NE	NE	NE	NE
10	velmi těžká	dlaňový	NE	NE	NE	$\frac{1}{2}$
12	středně těžká	dlaňový, pinzeta	$\frac{2}{3}$	$\frac{3}{4}$	$\frac{3}{4}$ DF, $\frac{2}{3}$ RD+UD	$\frac{3}{4}$
14	středně těžká	NE	NE	NE	1 DF+RD+UD	$\frac{3}{4}$
15	těžká	dlaňový, pinzeta	$\frac{1}{2}$	1	$\frac{3}{4}$ DF, $\frac{1}{3}$ RD, $\frac{1}{2}$ UD	$\frac{3}{4}$
18	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
22	velmi těžká	dlaňový	NE	$\frac{3}{4}$	NE	NE
24	velmi těžká	NE	NE	$\frac{1}{4}$	NE	NE
25	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
26	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
27	těžká	dlaňový, pinzeta	NE	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{4}$ DF+RD	NE
28	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
30	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
32	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
36	těžká	dlaňový	NE	NE	NE	$\frac{1}{2}$
37	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE
38	těžká	NE	NE	NE	NE	NE
39	velmi těžká	NE	NE	NE	NE	NE

DF = dorzální flexe, RD = radiální dukce, UD = ulnární dukce

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 3. (vlastní zpracování)

ID	Porucha senzoričky		Bolest	Fatická porucha	MMSE
	Povrchového cití	Hlubokého cití			
3	↓ v celé HK	NE	rameno	NE	25
8	NE	NE	prsty + rameno	NE	26
9	↓ v celé HK	NE	rameno	NE	28
10	NE	NE	NE	NE	29
12	↓ od lokte po rameno	NE	rameno	NE	16
14	NE	NE	NE	NE	26
15	NE	NE	NE	NE	28
18	NE	NE	NE	NE	24
22	↓ v celé HK	↓ v celé HK	rameno + loket	NE	26
24	NE	↓ v celé HK	NE	GA	14
25	NE	NE	NE	NE	30
26	NE	NE	NE	NE	27
27	NE	NE	NE	NE	28
28	↓ v celé HK	NE	NE	NE	30
30	NELZE	NELZE	NE	AE	0
32	↓ v celé HK	NE	NE	NE	30
36	↓ v celé HK	NE	rameno	NE	30
37	NE	NE	rameno	NE	30
38	anestezie v celé HK	NE	rameno	NE	24
39	NE	NE	NE	AA	29

AA = anomická afázie, EA = expresivní afázie, GA = globální afázie, ↓ = hyposenzitivita, ↑ = hypersenzitivita, HK = horní končetina, MMSE = Mini Mental State Examination

#### 4.5 Popis intervence

Všichni pacienti zařazení do studie byli hospitalizováni v RÚ Kladruby a dostávali rehabilitaci ve zvýšené intenzitě dle metodiky kranioprogramu.

Všichni pacienti dostávali jednu hodinu individuální fyzioterapie denně (pondělí–pátek), která zahrnovala konvenční fyzioterapeutické techniky a přístupy, terapie byla zaměřená hlavně na obnovu lokomoční funkce, vertikalizaci a stabilitu. Všichni pacienti ze studie docházeli i na skupinovou fyzioterapii pro začátečníky či pokročilé (odvozeno od mobility pacienta, tíže parézy, porozumění, od stability pacienta ve vyšších polohách a samostatného stoje), která byla zaměřena jako komplexní kondiční cvičení celého těla. Pacienti cvičili samostatně pod dohledem fyzioterapeuta vsedě či ve stoje, cvičení bylo zaměřené na protahování jako prevence kontraktur a vzniku bolesti, svalové posílení a zvýšení celkové kondice. Dále měli pacienti denně (pondělí–pátek) jednu hodinu individuální ergoterapie, která byla rozdělena na dvě půlhodiny. V rámci jedné půlhodiny byla nacvičovaná soběstačnost na lůžkovém oddělení, jednalo se o nácvik oblékání, mobility a přesunů, sebesycení, ranní hygieny, jízdy na vozíku či instrumentálních ADL ve cvičném bytě (práce u kuchyňské linky či domácí činnosti). V rámci nácviku soběstačnosti mohly být použity i konvenční techniky a přístupy s cílem aktivního a funkčního zapojení horní končetiny. Druhá půlhodina ergoterapie byla věnována aplikaci roboticky asistované rukavice Gloreha Sinfonia (tento typ intervence bude popsán samostatně níže v této kapitole). Pět dnů v týdnu probíhala i skupinová ergoterapie, která byla zaměřená na jemnou motoriku a uchopování. Pacienti zde pracovali samostatně pod odborným dohledem ergoterapeuta, cvičení probíhala unimanuální či bimanuální (spojené HKK, kdy zdravá končetina navádí paretickou končetinu) a pacienti se učili správné autostimulaci HK pomocí měkkých technik. Poslední část ergoterapie byla věnována kreativním činnostem, kdy každý pacient měl pět dní v týdnu (vždy 30 minut) jednu ergoterapeutickou dílnu (tkalcovna, textilní či výtvarná dílna, kovodílna, dřevodílna a keramika), všichni pacienti zařazení do studie měli tkalcovskou dílnu po celou dobu hospitalizace v RÚ Kladruby.

Všichni pacienti byli zařazení i na počítačový trénink kognitivních funkcí, který probíhal opět pět dní v týdnu po 30 minutách pod dohledem psychologa. Psychoterapie byla poskytnuta individuálně dle potřeb pacienta.

Pacienti, kteří měli fatické či dysfagické obtíže, byli hodinu denně intervenováni klinickým logopedem. Logopedie probíhala individuálně dle potřeb pacienta na rehabilitačním oddělení nebo na pokoji pacienta, kdy se nejčastěji jednalo o nácvik polykacích manévřů během jídla a kontrolu polykání. Během logopedie byly použity konvenční přístupy, oscilační terapie a elektroterapie pro stimulaci orofaciální oblasti. V případě dysfagie byla použita i elektrostimulace VitalStim® na oblast krku. Pacienti mohli být zařazení i na skupinové



logopedické cvičení (skupina pro afatiky, dysfagická nebo dysfonická skupina) dle indikace lékaře na doporučení klinického logopeda.

Ergoterapie ve spolupráci s logopedií poskytuje pacientům s fatickými deficity a paretickou dominantní končetinou i speciálně zaměřenou skupinovou terapii grafomotoriky. Skupina probíhá pod dohledem ergoterapeuta, který se zaměřuje na ergonomii prostředí při psaní a modifikaci tužkového úchopu. Logoped pro tyto pacienty indikuje obsah psaní – doplňování písmen, slovní přesmyčky, písemný popis obrázku apod.

U pacientů probíhá i pravidelné (pětkrát týdně po 30 minutách) polohování a protahování HKK a DKK v dlahách JAS, motodlahách či závěsech dle indikace lékaře a doporučení ergoterapeuta či fyzioterapeuta. Cílem terapie u paretických končetin je především prevence zkrácení svalů.

Při bolesti byl pacientům v omezeném počtu opakování aplikován vysokoindukční magnet Magstim. U pacientů zařazených do studie se jednalo o aplikaci na záda či rameno, nedošlo k aplikaci na distální část horní končetiny. Dále při bolesti a edému horní končetiny byly aplikovány kineziotapy.

### **Intervence s Gloreha Sinfonia**

Během individuální ergoterapie byla aplikována roboticky asistovaná rukavice Gloreha buď v unimanuálním přístupu, nebo v bimanuálním přístupu (dle náhodného rozřazení pacientů do skupin).

Během unimanuálního přístupu byla pacientovi nasazena jedna roboticky asistovaná rukavice Gloreha, která byla vybavena táhly pro pasivní mobilizaci. Během první terapie byla naměřena optimální velikost ortézy, rukavice a akrální dlahy, kterou měli všichni pacienti. Dále bylo nastaveno odlehčení horní končetiny, které bylo u všech pacientů do abdukce 45° v rameni a do flexe lokte 90°. Dále byl pacient zaregistrován do databáze přístroje (vyplnění základních identifikačních údajů) a bylo nastaveno vlastní cvičení. Terapie obsahovala tři cviky – pěst, vlnění prstů a uchopování předmětů. Tyto tři cviky byly vybrány záměrně, protože obsahově nejvíce odpovídají provedení cviků u bimanuálního přístupu. Rozsahy prstů (táhel) byly nastaveny u každého cvičení i každého pacienta individuálně. Rozsah byl nastaven tak, aby se v maximální možné míře blížil k fyziologickému rozsahu prstů, ale zároveň akceptoval bolest a technické parametry přístroje. Všechny cviky byly nastaveny stejně na sedm minut včetně akčně observační terapie, s rychlostí 70-100 % a bez pauzy ve flexi a extenzi. Rychlost provedení flexe a extenze se odvíjela od tíže parézy (resp. od výše

spasticity dle mAS), kdy je při vysokém svalovém napětí optimálnější pomalejší provedení extenze prstů, protože při rychlém protažení do extenze dochází naopak ke zvýšenému stažení flexorů prstů.

Během akčně observační terapie pacient pozoroval hybnost pouze jedné horní končetiny, která simultánně ukazovala a kopírovala pohyb táhel.

Při dalších terapiích, kdy byly cviky již nastaveny a velikost rukavice naměřena, trvala celá aplikace rukavice na končetinu přibližně čtyři až pět minut a vlastní terapie 21 minut. Celkově byl splněn limit 30 minut individuální ergoterapie.

Bimanuální roboticky asistovaná terapie zahrnovala nastavení dvou rukavic. První rukavice s pasivními táhly se nastavovala stejně jako u unimanuálního přístupu. Na druhou horní končetinu byla umístěna senzorická rukavice, která se musela před každým zahájením terapie kalibrovat. To znamenalo, že se rukavice nasadila, dotáhla se přesně a těsně na pacientovy prsty a pacient měl pokyn pro flexi a extenzi prstů na zdravé končetině. Tento rozsah se uložil a byl aplikován během vlastního cvičení. Stejně jako u unimanuálního přístupu muselo být nastavené odlehčení horních končetin do 45° abdukce v ramenu a 90° flexe v loktech. Vlastní cvičení obsahovalo tři cviky pro dlaňový úchop (pěst, uchopování a dosahování), které byly nastaveny na jednu minutu samostatně akčně observační terapie a šest minut mobilizace včetně akčně observační terapie s pohyby HKK. Rychlost byla nastavená na 70-100 % a částečně se odvíjela i od rychlosti pohybů na horní končetině. Pokyn pro pacienty v bimanuální skupině A zněl: „Pohybujete oběma rukama ve stejném tempu, stejně rychle do pěsti i do natažení prstů.“ Pokud pacient neprovedl plné sevření a rozevření na paretické končetině, tak nebyl započítán cyklus do celkového počtu provedených pohybů. Jeden cyklus zahrnoval flexi a extenzi prstů, snímání začátku a konce cyklu bylo nastaveno v maximálním rozsahu, aby byla zajištěna maximální možná flexe a extenze na paretické končetině. Během akčně observační terapie pacient sledoval dvě horní končetiny, které ukazovaly simultánní pohyb se senzorickou a pasivní rukavicí. Celková administrace nandání rukavic, kalibrace a nastavení odlehčení paží trvala 8-9 minut a vlastní cvičení 21 minut. Stejně jako u terapie s unimanuálním robotickým přístupem byl splněn limit 30 minut pro individuální ergoterapii. Během intervence nebyly pozorovány žádné nežádoucí účinky, mezi které se řadí alergická reakce na rukavici, silný pocit tepla v končetině, nadměrné pocení, otok, zvýšená bolest během terapie, hypertermie.

Po ukončení roboticky asistované terapie s Gloreha Sinfonie probíhala individuální ergoterapie formou konvenčních technik a přístupů a nadále běžel i zbylý rehabilitační

program v rámci kranioprogramu. Po dobu jednoho měsíce (mezi T2 a T3) po ukončení RAR nesměla být použita jiná RAR na oblast horní končetiny. Pacienti směli využít Erigo® či Lokomat®, které jsou určeny k rehabilitaci dolních končetin, a nesměla být použita ani elektrostimulace na oblast extenzorů prstů a ruky po celou dobu zařazení do studie.

#### **4.6 Metody sběru dat**

Výběr použitých testovacích metod vycházel ze souboru testů, které jsou standardně součástí kranioprogramu, ze kterého byli pacienti vybíráni do této studie a jsou běžně používány u pacientů po získaném poškození mozku. Dále testovací metody navazují na předchozí studii, která se zaměřovala na porovnání unimanuálního přístupu oproti konvenční terapii u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Vzhledem k vysokému počtu vybraných testovacích metod bylo přihlíženo i k délce administrace testu, aby nedocházelo k nadměrně zvýšené únavě pacientů během testování, které by mohlo zkreslit výsledky. Celková doba jednoho testování nepřesáhla 60 minut.

Všechny níže uvedené testovací metody byly provedeny v čase T1 a následně vždy druhý den po ukončení 15. terapie (T2), pokud 15. terapie připadala na pátek, testování bylo provedeno v pondělí následujícího týdne. Stejně tak byly všechny testovací metody použity i v čase T3, tj. při následné kontrole 30 dnů od času T2 (v rozmezí  $\pm 1$  den).

Všechna hodnocení probíhala vždy ve stejný čas u každého jednotlivého pacienta, vždy v dopoledních hodinách, kdy bylo minimalizováno ovlivnění výsledků únavou z celého terapeutického dne.

K porovnání dvou terapeutických přístupů (unimanuální versus bimanuální) byly použity testy hodnotící motorické tempo HK, funkční stav horní končetiny během ADL, dexteritu, svalovou sílu a svalové napětí HK:

#### **Box and Block Test (BBT)**

Test Box and Block (BBT) je rychlé a snadno administrovatelné hodnocení ke kvantifikaci omezení aktivity HK dle schopnosti uchopit, přepravit a uvolnit drobné předměty (kostky). Testuje hrubou zručnost, kdy je před střed těla pacienta uložen box rozdělený přepážkou na dvě stejné poloviny. Pacient je požádán, aby během jedné minuty přesunul maximálně možný počet kostek (po jedné) pomocí palce a ukazováčku přes střed testovacího boxu z jedné poloviny boxu na druhou (Mouawad, 2011). V jedné přihrádce boxu je umístěno 150 kostek

o velikosti 2,5 cm (druhá polovina boxu je prázdná). Výkon je určen počtem kostek přesunutých za jednu minutu. Časy jsou porovnávány se zavedenými zahraničními normami (normy pro českou populaci neexistují) (Desrosiers, 1994; Mathiowetz, 1985), přičemž lepší výkon je indikován vyšším počtem přesunutých kostek (Lang, 2013). Test je vždy prováděn postupně oběma horními končetinami.

Minimální detekovaná změna (MDC) je 5,5 kostek za 1 minutu a procentuální změna 18 %. Dle literatury byla test – retest reliabilita pro akutní a chronické fáze CMP stanovena výborná na parietické horní končetině ( $r = 0,98$ ) i na zdravé (nebo méně postižené) ( $r = 0,93$ ) (Chen, 2009). Souběžná validita s Nine Hole Peg Testem je před intervencí ( $\rho = -0,08$ ) a po intervenci ( $\rho = -0,71$ ), ARAT před intervencí ( $\rho = 0,63$ ) a po intervenci ( $\rho = 0,64$ ) a s MAL (kvantitativní část) před intervencí ( $\rho = 0,37$ ) a po intervenci ( $\rho = 0,49$ ) u všech testů na hladině významnosti  $p = 0,01$ . Současně je BBT vhodný pro detekci změn v čase a také pro hodnocení obratnosti ruky po CMP (Lin, 2010).

### **Action Research Arm Test (ARAT)**

ARAT byl vyvinutý přímo pro pacienty s hemiparézou a jeho cílem je posouzení omezení aktivity horní končetiny na základě pozorování. Standardizovaný test ARAT obsahuje 19 položek rozdělených do čtyř subkategorií: uchopení, stisk, pinzeta (pinzetový úchop) a hrubá motorika. Položky v rámci každého dílčího testu jsou hodnoceny na stupni 0 až 3, kdy 0 = neprovede činnost, 1 = provede částečně, 2 = dokončí úkol, ale s obtížemi nebo za delší čas, a 3 = normální provedení (Chen, 2012). Položky jsou uspořádány v hierarchii, což umožňuje přeskočení některých položek, pokud osoba není schopna udělat dřívější položku nebo provádí dřívější položku normálně. Skóre 57 znamená normální výkon a test je prováděn postupně na obou horních končetinách (Lang, 2013).

K testu je používán testovací set (Příloha 3), který zahrnuje kostky různých velikostí, dřevěnou kouli, kámen, dva kelímky, dvě trubky o různých průměrech, plechovku s víčkem, kovovou podložku, skleněnou a ložiskovou kuličku, stůl a židli bez opěrek. Administrace testu trvá 5-15 minut dle tíže parézy.

V rámci Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví (MKF) ARAT spadá do komponent aktivity. Velstraová et al. (2011) sledovali vztah ARAT a MKF, ARAT se 17× zaměřil na mobilitu kloubů HK v komponentě tělesné funkce a struktury a v komponentě aktivita a participace byla 1× jemná motorika, 6× uchopení, 1× otočení a 1× pití. Pozitivní psychometrické výsledky podporují využití ARAT jako dobrého nástroje

pro hodnocení obnovy funkce horní končetiny po CMP. Dle Chenové (2012) však stále neexistuje dostatek dat o vhodnosti čtyřbodové stupnice, hierarchii obtížnosti jednotlivých úkolů a prediktivní validitě.

Hodnota minimálního klinického významu (MCID) u pacientů po CMP v chronickém stádiu byla stanovena na 5,7 bodů (10 % z celkového možného skóre) (van der Lee, 2001) a u pacientů v akutním stádiu na 12-17 bodů (Lang, 2008), hodnota standardní chyby měření je 1,3 bodu a hodnota minimální detekované změny je 3,5 bodu (Simpson, 2013).

Test nemá vytvořená normativní data, pouze na vzorku 20 subjektů byl vytvořen časový rámec pro skórování rozdílu na stupnici mezi 2 a 3 body (van der Lee, 2001). (Příloha 4)

U ARAT byla v literatuře uvedena reliabilita, validita a citlivost pro pacienty po CMP, intra-reter reliabilita v intervalu 0,77 do 0,99, citlivost (křivka ROC 0,72-0,88, SRM 0,89) (Pike, 2018). Dle Nijlanda (2010) je výborná i vnitřní konzistence testu (Cronbachovo alfa = 0,985). Autoři (Page, 2015; O'Dell, 2013) se shodují na výborné souběžné validitě testu s Fugl-Meyerovým testem pro kategorii zápěstí a ruky (0,67-0,74;  $p < 0,01$ ), s Arm Motor Ability – devíti položková verze testu (0,79;  $p = 0,001$ ).

### **Motor Assessment Scale (MAS)**

Cílem testu MAS je hodnocení každodenních motorických funkcí u pacientů po CMP. Hodnocení bylo vytvořeno v roce 1985 Carrem a Shepherdem na základě dlouholeté klinické praxe výzkumníků. Test je koncipován tak, aby byl snadno a rychle administrovaný (přibližně 15 minut), měl vysoký stupeň inter-rater reliability ( $r = 0,95$ ), poskytoval objektivní výsledky bez nákladného vybavení, měl jednoduché a jasné pokyny, hodnotil běžné denní aktivity a pacientův nejlepší výkon (pacient má tři pokusy na provedení úkolu). MAS má vedle reliability i výbornou test – retest reliabilitu v intervalu 0,87 - 1,00 (s průměrem korelace  $r = 0,98$ ) (Carr, 1985).

V akutních fázích po CMP má MAS výbornou souběžnou validitu s FMA v celkovém skóre ( $r = 0,96$ ), které nezahrnuje kategorii svalového tonu. Pro jednotlivé kategorie byla korelace na hladině významnosti  $p < 0,001$  v intervalu 0,65-0,93. Konkrétně pro distální část horní končetiny pro kategorii 7 - Pohyby ruky a kategorii 8 - Pokročilé pohyby ruky byla korelace  $r = 0,89$  na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Pro proximální část končetiny, kterou hodnotí kategorie 6. Funkce paže byla korelace 0,92 opět na hladině významnosti  $p < 0,001$  (Malouin, 1994).

Pro tuto práci byly vybrány dvě subkategorie, které se vztahují k funkci horní končetiny (Příloha 5): 7. kategorie Pohyby ruky a 8. kategorie Pokročilé pohyby ruky. Výběr těchto dvou kategorií byl záměrný, protože navazuje na předchozí multicentrickou studii s robotickým přístrojem Gloreha, která probíhala v RÚ Kladruby a italském Domus Salutis. Obě kategorie jsou hodnoceny na sedmibodové škále (0-6), kdy za každý úkol je možné získat bod. Maximálně možné skóre za kategorii je šest bodů, které indikují optimální motorickou funkci v dané kategorii.

Test je založen na základě pozorování prováděné činnosti, každý získaný bod znamená správně provedený úkol dle přesných instrukcí. Některé úkoly odrážejí kvalitu výkonu, jiné naopak ukazují výkon v čase (Carr, 1985).

Test je dostupný zdarma a k provedení kategorií 7 a 8 je nutné následující vybavení: stopky, cylindrický předmět, míč (průměr 14 cm), umělohmotný pohárek, psací pero, tužka, hřeben, talíř s vodou, lžíce, osm fazolí, dva hrnky.

### **Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL)**

UE MAL je funkční test, který hodnotí každodenní použití horní končetiny u pacientů po CMP v subakutní fázi. Běžné testy pro hodnocení ADL vypovídají pouze o stupni soběstačnosti pacienta, nikoli jakým způsobem byla činnost vykonána, tzn. zapojení paretické horní končetiny či nikoli (Chen, 2012). I plně soběstačný pacient tak může mít zcela nefunkční horní končetiny, v takovém případě se uplatňuje princip adaptivního zotavení (Hammer, 2010).

V rámci Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví spadá UE MAL do komponentů aktivity a participace.

Tento funkční test ve formě polostrukturovaného rozhovoru zahrnuje nejen množství splněných aktivit, ale i v jaké kvalitě pacient používá paretickou horní končetinu v těchto aktivitách (Lin, 2010).

U kvantitativní části hodnocení je uváděná výborná test – retest reliabilita u chronických pacientů ( $r = 0,70 - 0,85$ ) a u kvalitativní části hodnocení je také uváděna výborná test – retest validita ( $r = 0,61 - 0,71$ ) (Van der Lee 2004).

Existuje několik modifikovaných verzí UE MAL, které obsahují rozdílný počet hodnocených činností (30, 28 nebo 14). Pro tuto práci byla zvolena originální verze testu a prakticky bylo testováno 30 funkčních činností prováděných paretickou horní končetinou, kdy jednotlivé položky zahrnují jemnou a hrubou motoriku a manipulaci s předměty ADL.

Administrace testu trvala přibližně 20 minut s ohledem na funkční stav horní končetiny a byla prováděna v simulovaném prostředí cvičného bytu. Pro zhodnocení funkčního využití horní končetiny byly nutné ADL předměty (mimo standardního vybavení cvičného bytu): brýle, tužka a papír, hrneček, hřeben, knoflíky, kartáček, příbor, dálkový ovladač. (Příloha 6)

Dle použití testu v kranioprogramu byla pro tuto práci použita modifikovaná verze 30 činností, která využívá kvantitativní část hodnocení na škále 0 a 1 (provede/nepovede) s celkovým skóre provedených činností.

### **Motricity Index (MI)**

MI je ordinální metoda měření síly končetin vyvinutá Demeursem v roce 1980. Hodnocení je rozdělené na samostatná skóre pro horní a dolní končetinu a trup. Pro tuto práci bylo využito hodnocení horní končetiny, které zahrnuje tři úkoly. První úkol je zaměřený na proximální kloub – abdukce v ramenním kloubu pro hodnocení m. deltoideus, druhý úkol je zaměřený na střední kloub – flexe v lokti, kdy výchozí pozice je 90° flexe a pokyn pro pacienta je, aby si sáhl na stejnostranné rameno, a poslední úkol je hodnocení distální části končetiny – uchopení a držení kostky o rozměru 2,5 × 2,5 cm, kdy se terapeut snaží kostku vytáhnout z pacientova sevření. Skóre pro proximální a střední kloub je následující: 0 = žádný pohyb, 9 = palpačně záškub, bez viditelného pohybu, 14 = pohyb viděn, bez plného rozsahu, 19 = plný rozsah kloubu proti gravitaci, 25 = pohyb proti odporu, rozdíl oproti zdravé, 33 = normální síla. Skóre pro sílu úchopu je 0 = bez pohybu, 11 = částečně fáze uchopení, 19 = chytne kostku, ale neudrží proti gravitaci, 22 = chytne kostku, udrží proti gravitaci, ale neudrží proti mírnému tahu, 26 = chytne kostku, udrží ji při mírném tahu, 33 = normální síla stisku (Collin, 1990).

Bohannon (1999) uvádí průměrné hodnoty MI pro horní končetinu u pacientů v akutním stádiu. (Tabulka 4.6.1) Hsieh et al. (1998) uvádějí průměrnou hodnotu skóre pro horní končetinu 46,2 (SD = 31,9) bodů u pacientů v subakutním stádiu po CMP.

Tabulka 4.6.1 Průměrné hodnoty MI pro HK (Bohannon, 1999)

MI subskóre HK	Průměr (95% CI)	Medián	Rozsah subskóre (body)
Úchop	15,2 (5,5-24,9)	20,5	0-33
Loket	19,7 (10,3-29,1)	25,0	0-33
Rameno	18,7(10,6-26,8)	22,0	0-33
<b>Celkové subskóre</b>	<b>54,6(28,2-81,0)</b>	<b>70,5</b>	<b>1-100</b>

### Modifikovaná Ashworthova škála (mAS)

Původní Ashworthova škála byla vytvořena v roce 1964 Ashworthem a později byla v roce 1987 modifikována Bohannonem a Smithem s cílem zvýšit senzitivitu hodnocení. Autoři do původní pětistupňové škály přidali stupeň 1+, který popisuje mírné zvýšení svalového tonu s náhlým zvýšením odporu přibližně v 1/2 rozsahu pohybu (tzv. catch) (Ehler, 2015).

Ve starších studiích jsou uvedeny i šestistupňové modifikované škály, které nemají stupeň 1+, který je hned nahrazen číslem 2 a je přidán stupeň pět, interpretace jednotlivých stupňů je pouze posunuta (Katz, 1992). V této práci je používána šestistupňová škála se stupněm 1+ (Tabulka 4.6.2)

Tabulka 4.6.2 Hodnocení svalového tonu dle modifikované Ashworthovy škály (Štětkářová, 2009)

Stupeň	Hodnocení svalového tonu dle modifikované Ashworthovy škály
<b>0</b>	Normotonus, bez zvýšení napětí
<b>1</b>	Mírně zvýšený svalový tonus na konci pohybu ve vyšetřovaném segmentu končetiny
<b>1+</b>	Mírně zvýšený svalový tonus v přibližně polovině pohybu ve vyšetřovaném segmentu končetiny
<b>2</b>	Výrazně zvýšený svalový tonus v celém rozsahu pohybu, pasivní pohyb snadný
<b>3</b>	Výrazně zvýšený svalový tonus, pasivní pohyb obtížný
<b>4</b>	Pasivní pohyb obtížný do všech směrů, trvalé abnormální postavení končetiny

Jedná se o nejpoužívanější škálu pro hodnocení svalového napětí, kde je hlavním sledovaným parametrem svalový odpor vyšetřovaného svalu při pasivním protažení. Během vyšetření je sval, který pohybuje konkrétním kloubem, uveden do zkráceného postavení a následně je provedeno během jedné sekundy protažení svalu proti směru pohybu, který sval běžně



vykonává. Při protažení svalu se dosahuje úhlové rychlosti až 80°/s. Vyšetřující sleduje reakci a svalový odpor.

Velmi důležité je, aby terapeut hodnotil vždy první protažení svalu, protože při opakovaném protažení dochází ke snížení spastické hypertonie svalu. Mezi nejčastěji hodnocené segmenty na horní končetině se řadí loket, zápěstí a prsty (Ehler, 2015).

Lee (2015) hodnotil na 43 chronických pacientech po CMP vztah mezi svalovým tonem hodnoceným mAS a funkčními testy. Došel k závěru, že mAS byl negativně korelován s FM – EU (-0,72,  $p < 0,05$ ), se subkategorií FM – EU zápěstí (-0,34,  $p < 0,50$ ) a s ARAT (-0,41,  $p < 0,05$ ).

Nevýhodou testu je hodnocení pouze pasivní složky pohybu, nikoli aktivní, která často limituje funkci ruky, neukazuje reakci svalového napětí na rychlost protažení svalu a hodnotí neurální i periferní složku svalového tonu současně, takže nelze určit podíl centrální a periferní složky spasticity (jako je tomu např. u Tardieu škály).

#### **4.7 Statistické zpracování dat**

U všech pacientů bylo ve všech testovaných časech použito šest testů: Box and Block test (BBT), Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL), Motor Assessment Scale (MAS), Motricity Index (MI), Action Research Arm Test (ARAT), modifikovaná Ashworthova škála (mAS), které sledovaly parametry funkce HK, dexterita, svalové napětí HK, jemnou motoriku a motorické tempo.

U sledovaných hodnot byl použit Shapirův-Wilkův test normality pro zjištění jejich rozdělení. Ten ukázal, že sledované hodnoty nemají normální rozdělení, nekopírují charakteristický tvar Gaussovy křivky, a proto byly pro další výpočty použity neparametrické testy.

K posouzení homogenity obou skupin byl v základních demografických parametrech použit chí-kvadrát test (pohlaví, typ CMP, typ hemiparézy) a Wilcoxonův jednovýběrový test (věk, doba od vzniku CMP).

K popisu vstupních klinických dat pacientů v obou skupinách byl použit aritmetický průměr a směrodatná odchylka. K porovnání vstupních klinických dat paretické horní končetiny pro zjištění homogenity pacientů v obou skupinách byl použit chí-kvadrát test (BBT, UE MAL, ARAT, MAS, MI – úchop, loket, rameno, mAS) a Mannův-Whitneyho test (MI – celkové skóre). K porovnání vstupních klinických dat na zdravé horní končetině byl pro zjištění homogenity skupin použit Mann-Whitneyho test (BBT). Při příjmu pacienta do studie byla

orientačně hodnocena i úroveň kognitivních funkcí, kdy pro testování homogenity obou skupin v oblasti kognice byl použit Mannův-Whitneyho test.

K porovnání hodnot obou skupin před intervencí a po ukončení intervence byl použit Mannův-Whitneyho test pro MAL, ARAT a MI celkové skóre a Pearsonův chí-kvadrát test pro BBT, MAS a MI – úchop, loket, rameno.

K porovnání hodnot obou skupin jeden měsíc po ukončení intervence byl použit Mannův-Whitneyho test pro MAL, ARAT a MI celkové skóre a Pearsonův chí-kvadrát test pro BBT, MAS, MI – úchop, loket, rameno.

Všechna statistická data byla zpracována v Microsoft Excel®.

## 5 Výsledky

### 5.1 Výsledky systematické analýzy klinických studií využívající bimanuální roboticky asistovanou terapii u pacientů po CMP

Z 21 studií, u kterých měly být posouzeny celé texty pro vhodnost zařazení do systematické analýzy, bylo vyřazeno 11 studií. U jedné studie nebylo možné dohledat celý text, druhá práce byla zpracována formou kazuistik, další vyřazená práce byla ve formě kohortové studie, která zpracovávala výsledky předchozí studie, dvě práce byly vyřazeny pro provádění na zdravých jedincích, u tří prací chyběla kontrolní skupina a tři práce byly vyřazeny pro nesplnění vstupních kritérií, kdy využívaly virtuální realitu v kombinaci s unimanuálním robotickým přístupem a v dalších případech nebyl hodnocen terapeutický efekt pomocí funkčních testů, ale byly analyzovány záznamy z EMG a akcelometrů. Konečný počet studií zařazených do systematického review byl 10. (Tabulka 5.1.1)

#### Charakteristiky vybraných studií

Všechny zahrnuté studie (n = 10) mají charakter randomizované kontrolované studie, kdy je bilaterální typ cvičení porovnáván s kontrolní skupinou či konvenčním typem cvičení. Nejčastěji jsou studie tvořeny třemi rameny (n = 6), pouze tři studie jsou dvouramenné a jedna práce (Lum, 2006) je dokonce čtyřramenná.

Šest studií (Hsieh, 2016; Wu, 2013; Wu, 2012; Liao, 2012; Yang, 2012; Lum, 2006) využívá pro bilaterální robotický trénink Bi-Manu-Track, dvě studie (Burgar, 2011; Lum, 2006) využívají MIME a dvě UL-EXO7 (Simkins, 2013; Kim, 2012).

U šesti studií (Hsieh, 2016; Wu, 2013; Liao, 2012; Wu, 2012; Yang, 2012; Lum, 2006) byla bimanuální roboticky asistovaná terapie zaměřená na předloktí (pronace a supinace) a na pohyby zápěstí (flexe a extenze). U všech těchto studií bylo používáno stejné robotické zařízení Bi-Manu-Track. U dvou studií (Burgar, 2011; Lum, 2006), kde byl využíván přístroj MIME, bylo zaměření terapie více proximálním směrem a cvičení zahrnovalo pohyby v rameni (flexe, extenze, zevní a vnitřní rotace) a v lokti (flexe a extenze). Nejrozmanitější rozsahy pohybu poskytoval UL-EXO7 (Simkins, 2013; Kim, 2012), který během bilaterálního robotického tréninku zahrnoval pohyby v rameni (abdukce, addukce, flexe, extenze, zevní a vnitřní rotace), v lokti (flexe a extenze) a v zápěstí (pronace, supinace, flexe, extenze, ulnární a radiální deviace).

Všechny zařazené studie (n = 10) byly zaměřené na pacienty po CMP, z toho osm studií bylo

Tabulka 5.1.1 Charakteristika studií zařazených do systematické rešerše (vlastní zpracování)

RAT Zařízení	Autor, rok	Typ studie	N	Dg.	Nástroje a doba hodnocení	Intervence popis	Délka intervence	Segment HK v RAT	Výsledky
Bi-Manu-Track	Liao et al., 2012	RCT	20	CMP $\geq$ 6m	FMA-UE, MAL, ABILHAND, FIM Před a po intervenci	BRAT KT	20 terapií 90-105 min/ 5*týdně/ po dobu 4 týdnů u každé skupiny	Předloktí – PRON/SUP Zápěstí – FL/EX 750–1000 rep.	Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT oproti CT v FMA-UE, MAL, ABILHAND Další výstupy bez signifikantních rozdílů mezi skupinami
Bi-Manu-Track	Yang et al., 2012	RCT	21	CMP (6m – 5let)	FMA-UE, MRC Před a po intervenci	BRAT URAT KT	20 terapií 90-105 min/ 5*týdně/ po dobu 4 týdnů u každé skupiny	Předloktí – PRON/SUP Zápěstí – FL/EX 350-480 rep.	Statisticky signifikantní rozdíly mezi skupinami ve zlepšení BRAT oproti URAT a CT v MRC pro proximální část končetiny a zlepšení URAT oproti BRAT a CT v MRC distální část končetiny a FMA-UE celkové skóre
Bi-Manu-Track	Wu et al., 2013	RCT	53	CMP $\geq$ 6m	WMFT, MAL, ABILHAND Před a po intervenci	BRAT URAT KT	20 terapií 90-105 min/ 5*týdně/ po dobu 4 týdnů u každé skupiny	Předloktí – PRON/SUP zápěstí – FL/EX 350-480 rep.	Statisticky signifikantní rozdíl ve zlepšení URAT oproti BRAT v WMFT-Time Dále bez signifikantních rozdílů mezi skupinami
Bi-Manu-Track	Hsieh et al., 2016	RCT	34	CMP $\geq$ 6m	WMFT, FIM, NEADL Před a po intervenci	BRAT, BRAT + mCIT	BRAT 20 terapií BRAT + mCIT = 10*BRAT /2týdny, 10*mCIT /2 týdny 90-105 min/ 5*týdně/ po dobu 4 týdnů	Předloktí – PRON/SUP Zápěstí – FL/EX 750-1000 rep.	Statisticky signifikantní rozdíl ve zlepšení BRAT + mCIT oproti BRAT ve WMFT-FAS a celkovém skóre NEADL Další výstupy bez signifikantních rozdílů mezi skupinami
Bi-Manu-Track	Wu et al., 2012	RCT	42	CMP $\geq$ 6m	FMA-UE, MAL, SIS Před a po intervenci	BRAT Bimanuální CT KT	20 terapií 90-105 min/ 5*týdně/ po dobu 4 týdnů u každé skupiny	Předloktí – PRON/SUP Zápěstí – FL/EX	Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT oproti CT v celkovém skóre SIS a subkategoriích síla a funkce Další výstupy bez signifikantních rozdílů mezi skupinami
Bi-Manu-Track	Hesse et al., 2005	RCT	44	CMP (4–8 týdnů)	FMA-UE, MRC, mAS, Před a po intervenci, follow up 3 m	BRAT + CT ES + KT	30 terapií BRAT/ES 20 min/ 5*týdně/ 6 týdnů u obou skupin  + CT (45 min/5*týdně/ 6 týdnů FT 30 min/ 4*týdně/ 6 týdnů ET) u obou skupin	Předloktí – PRON/SUP Zápěstí – FL/EX 825–850 rep.	Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT + CT oproti ES + CT ve FMA-UE a MRC po ukončení intervence i po 3měsících  Další výstupy bez signifikantních rozdílů mezi skupinami

RAT Zařízení	Autor, rok	Typ studie	N	Dg.	Nástroje a doba hodnocení,	Intervence popis	Délka intervence	Segment HK	Výsledky
MIME	Burgar et al., 2011	RCT	54	CMP ≤ 21 dní	FMA-UE, WMFT, FIM, Motor Power, AS Před a po intervenci, follow up 6 m	Vysokointenzivní BRAT Nízko-intenzivní BRAT KT	Vysokointenzivní BRAT 10hodin / 1 týden /po dobu 3 týdnů Nízkofrekvenční a CT 5hodin / 1 týden /po dobu 3 týdnů u obou skupin	Rameno – FL/EX/VR/ZR Loket – FL/EX	Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení vysokointenzivní BRAT oproti CT ve FIM po ukončení intervence,  Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení vysokointenzivní BRAT oproti nízkointenzivní BRAT ve AS po 6 m
MIME	Lum et al., 2006	RCT	30	CMP (1–5 m)	FMA-UE, FIM, mAS, MSS Před a po intervenci, follow up 6 m	BRAT URAT BRAT+URAT KT	18 terapií 50 min/ 4–5*týdně/ po dobu 4 týdnů u každé skupiny	Rameno – FL/EX/VR/ZR Loket – FL/EX	Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT+URAT oproti CT v FMA-UE pro distální část končetiny a MSS po ukončení intervence  Statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT+URAT oproti URAT v FMA-UE pro distální část po 6 m
UL-EXO7	Kim et al., 2012	RCT	15	CMP ≥ 6m	FMA-UE, ROM Před a po	BRAT URAT KT	12 terapií 90 min/ 2*týdně/po dobu 6 týdnů u každé skupiny	Rameno – ABD/ADD/FL/EX/VR/ZR Loket – FL/EX Zápěstí – PRON/SUP/FL/EX/DEV	Významné zlepšení ROM distální části končetiny po BRAT, významné zlepšení ROM proximální části končetiny po URAT.  Další výstupy bez signifikantních rozdílů mezi skupinami
UL-EXO7	Simkins et al., 2013	RCT	15	CMP ≥ 6m	ROM, FMA-UE, BBT, SIS, WMFT Před a po	BRAT URAT KT	24 terapií 90 min/2*týdně/ po dobu 12 týdnů u každé skupiny	Rameno – ABD/ADD/FL/EX/VR/ZR Loket – FL/EX Zápěstí – PRON/SUP/FL/EX/DEV	Statisticky signifikantní zlepšení v BRAT a CT v ABD a ZR ramene, nikoli však signifikantní rozdíl mezi skupinami

**ADL** = Activity of Daily living, **ARAT** = Action research Arm Test, **AS** = Ashworth Scale, **BBT** = Box and Block, **BRAT** = Bilateral robot-assisted training, **CMP** = cévní mozková příhoda, **DEV** = deviance, **ES** = elektrostimulace, **ET** = ergoterapie, **EX** = extenze, **FIM** = Funkční míra nezávislosti, **FMA-UE** = Fugl-Meyer Assessment for upper extremity, **FL** = flexe, **FT** = fyzioterapie, **HK** = horní končetina, **KT** = konvenční terapie, **m** = měsíc, **mAS** = modified Ashworth Scale, **MAL** = Motor Activity Log, **mCIT** = modifikovaná Constraint-induced therapy, **MIME** = Mirror Image Movement Enabler, **MRC** = Muscle Power Scale, **MSS** = Motor Status Score, **N** = počet probandů, **NEADL** = Nottingham Extended Activities of daily living, **PRON** = pronace, **RAT** = roboticky asistovaná terapie, **RCT** = randomizovaná kontrolovaná studie, **rep.** = repetice, **ROM** = Range of Motion, **SIS** = Stroke Impact Scale, **SUP** = supinace, **URAT** = Unilateral robot-assisted training, **UL-EXO7** = upper limb exoskeleton robot, **VR** = vnitřní rotace, **WMFT** = Wolf Motor Function Test, **WMFT-FAS** = Wolf Motor Function Test-Functional Ability Scale, **ZR** = zevní rotace

provedeno na pacientech v subakutním až chronickém stádiu ( $CMP \geq 6$  měsíců) a pouze u studie Burgara et al. (2011) byli pacienti v akutní fázi ( $CMP \leq 21$  dní), u práce Hesseho et al. (2005) se jednalo o CMP čtyři až osm týdnů od vzniku léze a u studie Luma et al. (2006) se jednalo o probandy subakutní fázi CMP (1-5 měsíců)<sup>4</sup>.

### **Nejčastěji porovnávané terapie**

Nejčastěji byly s bilaterální robotickou terapií (BRAT) srovnávány unilaterální robotické přístupy (URAT), kdy u všech případů bylo použito stejné robotické zařízení, které umožňuje jak unimanuální, tak bimanuální přístup (Simkins, 2013; Wu, 2013; Kim, 2012; Yang, 2012; Lum, 2006). V těchto studiích se také vyskytoval design dělení probandů do tří ramen, kde byly porovnávané skupiny s BRAT, s URAT a kontrolní skupina bez roboticky asistované terapie (RAT).

Kontrolní skupiny se ve všech studiích vesměs shodují na náplni terapie, kdy se jedná o využití konvenčních ergoterapeutických a fyzioterapeutických technik, např. neurovývojové techniky, protahování, zatěžování a posilování HKK, koordinovaná cvičení, unilaterální a bilaterální cvičení, měkké techniky a balanční aktivity. Tento typ terapie byl administrován ergoterapeuty či fyzioterapeuty (Wu, 2013; Kim, 2012; Yang, 2012; Burgar, 2011; Liao, 2012).

Konvenční terapie může být kombinována i s funkčním tréninkem (Function task training, FTT), jedná se o nácvik ADL v reálném prostředí (krájení zeleniny) nebo nácvik simulovaných úkolů v reálném prostředí (umístování předmětů ADL do různých výšek) oběma rukama (Wolf, 2014). Kombinaci konvenční terapie s funkčním tréninkem v kontrolní skupině využívá Wu et al. (2013), Burgar et al. (2011), Simkins et al. (2013) a Kim et al. (2012).

Burgar et al. (2011) rozdělili skupinu využívající bilaterálního robotického přístupu ještě na skupinu s vysokou intenzitou aplikace robotiky pro HK (deset hodin terapie/týden) a nízkou intenzitou (pět hodin terapie/týden), obě tyto skupiny pak v trojramenné studii porovnávali s kontrolní skupinou využívající konvenční terapii i FTT.

Specifickou kombinací terapií, kterou zvolili Wuová et al. (2012), bylo porovnání tří skupin, kdy se jednalo o BRAT, funkční bimanuální cvičení (FTT) a konvenční terapii. Stejně tak

---

<sup>4</sup> Pozn. autora: Dělení fází po CMP se může lišit dle různých autorů. V této práci jsou fáze CMP děleny dle Kirana (2012), kde akutní fáze trvá okolo dvou týdnů, subakutní okolo šesti měsíců a chronická fáze v řádu let od vzniku CMP.

Hsieh et al. (2016), porovnávali ve dvouramenné studii skupinu pacientů s BRAT po dobu čtyř týdnů a druhou skupinu s BRAT po dobu dvou týdnů následovanou mCIT po další dva týdny.

Lum et al. (2006) ve své práci (n = 30) použili dokonce čtyři ramena, kdy první skupina dostávala unilaterální robotickou terapii (URAT), druhá skupina měla bilaterální roboticky asistovaný trénink (BRAT), třetí skupina měla kombinaci bimanuální a unimanuální roboticky asistované terapie (BRAT+URAT) a poslední kontrolní skupina dostávala konvenční terapii založenou na neurovývojových přístupech (KT).

Hesse et al. (2005) se jako jediní ze zařazených autorů věnují BRAT a fyzikální terapii, která je u pacientů po CMP velmi často využívána. U 44 probandů porovnával v první skupině BRAT v kombinaci s konvenční terapií a ve druhé skupině elektrostimulaci v kombinaci s konvenční terapií, přičemž konvenční terapie měla v obou skupinách stejnou náplň, intenzitu i frekvenci. (Tabulka 5.1.2)

Tabulka 5.1.2 Definice typů terapií porovnávaných s BRAT (Wolf, 2014)

Název terapie	Definice
B/U/RAT	= bimanuální/ unimanuální/ roboticky asistovaná terapie
FTT	= funkční trénink (function task training), nácvik úkolů v reálném prostředí nebo nácvik simulovaných úkolů v reálném prostředí pomocí obou HKK
CIMT	= Constraint-induced movement therapy, využití imobilizace zdravé horní končetiny až v 90 % denní doby, repetitivní trénink založený na vysoké intenzitě pohybů paretickou horní končetinou, minimálně 6 hodin/denně po dobu 2 týdnů
mCIMT/mCIT	= modified Constraint-induced movement therapy, méně intenzivní trénink než CIMT, doba imobilizace 5-9 hodin/den, doba cvičení 0,5-3 hodiny, doba trvání 3-10 týdnů
CT	= konvenční terapie, protahování, zatěžování, posilování, koordinace, bilaterální a unilaterální cvičení, jemná motorika, balanční aktivity, měkké techniky, antiedematózní stimulace, mobilizace, neuromuskulární techniky

## **Délka intervencí**

Převážná většina studií (šest) se shoduje na délce terapie v rozsahu čtyř týdnů, pouze u jedné studie byla celková doba cvičení zkrácena na tři týdny (Burgar, 2011). U studií Kima et al. (2012) a Hesse et al. (2005) byli naopak celkové intervence prodlouženy na šest týdnů a u Simkinse et al. (2013) dokonce až na 12 týdnů. U všech autorů toto prodloužení vedlo ke snížení intenzity terapie, a to na 2×90 minut za týden v případě Kimovy et al. studie (2012) anebo ke snížení doby experimentální terapie na 20 minut (Hesse, 2005). Hesse et al. (2005) zkrácenou délku zkoumané terapie kompenzovali délkou konvenční terapie v rozsahu 75 minut u obou skupin. Délka BRAT (20 minut) byla také odvozena od délky intervence ve skupině s elektrostimulací (20 minut), v jejímž případě by dlouhodobější aplikace mohla způsobit popálení kůže.

U Burgara et al. (2011) došlo v důsledku snížení délky celkové intervence k obdobnému fenoménu, a to zkrácení intenzity terapie na pět dní v týdnu v intenzitě 60 minut/den u kontrolní skupiny a u experimentální skupiny 120 minut/den. Lum et al. (2006) se shodují s většinou zařazených autorů na čtyřtýdenní intervenci, ale pouze s intenzitou 60 minut na terapii. U ostatních studií (pět) byl nastavený režim cvičení pět dní v týdnu v intenzitě 90–105 minut/den.

## **Nástroje k hodnocení výstupů**

Mezi nejčastěji používané hodnotící nástroje (osm studií) se řadil test hodnocení sensomotorického poškození (Fugl-Mayer Assessment for upper extremity, FMA-UE), kdy bylo použito pouze subskóre pro HKK, které je zaměřené na rozsahy pohybu, úchop, sílu a koordinaci HKK. Nejvíce použitým funkčním testem byl Motor Activity Log (MAL) (n = 3), který hodnotí kvalitativně a kvantitativně paretickou horní končetinu během 30 (nebo 29 u nedominantní končetiny) úkolů. Dalším použitým testem byl Wolf Motor Function test (WMFT) (n = 3), který je zaměřený na hodnocení funkce horní končetiny. U dvou studií byla hodnocena i celková soběstačnost probandů pomocí Funkční míry nezávislosti (FIM).

U sedmi studií byla využita Ashworthova škála nebo modifikovaná Ashworthova škála pro stanovení kritérií k zařazení a pouze u tří studií (Burgar, 2011; Lum, 2006; Hesse, 2005) byla využita i jako hodnotící výstupní nástroj, přičemž převážná část studií referuje, že roboticky asistovaná terapie pozitivně ovlivňuje svalový tonus.



U sedmi studií probíhalo hodnocení před a po ukončení celkové intervence. Hesse et al. (2005) k hodnocení před a po ukončení intervence dodal kontrolní hodnocení po třech měsících a Burgar et al. (2011) a Lum et al. (2006) dokonce po šesti měsících.

### **Výsledky studií využívající Bi-Manu-Track pro BRAT**

Během terapie s Bi-Manu-Track jsou nejvíce trénovány distální části horní končetiny, a to předloktí do rozsahů pronace/supinace a flexe/extenze v zápěstí.

Z celkového počtu šesti studií, které využívají k bimanuální roboticky asistované terapii, Bi-Manu-Track, pět prací (Hsieh, 2016; Yang, 2012; Liao, 2012; Wu, 2012; Hesse, 2005) prokázalo statisticky signifikantní rozdíl ve zlepšení experimentální skupiny s bimanuální roboticky asistovanou terapií (BRAT) v porovnání buď s kontrolní skupinou nebo s unimanuální roboticky asistovanou terapií, konvenčním bilaterálním tréninkem, elektrostimulací, kombinací bimanuální roboticky asistované terapie s konvenční. U čtyř z pěti studií, které přinesly rozdíly ve skupinách, byla nastavená stejná délka intervence (20 terapií, čtyři týdny, pětkrát týdně, 90-105 min). U tří z těchto čtyř studií došlo ke statisticky významnému rozdílu oproti kontrolní skupině, kdy se experimentální skupina zlepšila v celkovém skóre Stroke Impact Scale (SIS) a subkategoriích síla a funkce HK (Wu, 2012), dle Fugl-Meyer Assessment (FMA) v rozsahu pohybu, úchopu, síle a koordinaci, dle Motor aktivity Log (MAL) ve funkci horní končetiny, v dotazníku bimanuálních schopností (ABILHAND) (Liao, 2011) a dle Yanga et al. (2012) ve svalové síle dle svalového testu (Muscle Power Scale, MRC) pro proximální část končetiny. V této poslední studii (Yang, 2012) došlo ke statisticky významnému rozdílu i oproti skupině s URAT, a naopak skupina s URAT se výrazně silově zlepšila v distální části končetiny dle MRC oproti BRAT a kontrolní skupině.

Hsieh et al. (2016) aplikovali stejnou délku intervence, ale porovnávali BRAT a BRAT v kombinaci s mCIT. V práci dospěli ke statisticky významnému rozdílu mezi skupinami, kdy u skupiny s BRAT v kombinaci s mCIT se jednalo o významné zvýšení funkce HK dle Wolf Motor Function Test-Functional Ability Scale (WMFT-FAS) a zlepšení soběstačnosti dle Nottinghamské škály všedních denních aktivit (Nottingham Extended ADL scale, NEADL).

Hesse et al. (2005) zvýšili počet terapií na 30, ovšem pouze s 20minutovým trváním, porovnával BRAT a elektrostimulaci. Obě skupiny k 20minutovým terapiím dostávaly konvenční fyzioterapii a ergoterapii ve stejné intenzitě i frekvenci. Po ukončení celkové

intervence došlo ke statisticky signifikantnímu rozdílu mezi skupinami ve zlepšení BRAT oproti elektrostimulaci, a to ve funkci horní končetiny dle FMA-EU a ve zvýšení svalové síly dle MRC. Tyto signifikantní výsledky přetrvaly i po kontrolním hodnocení po třech měsících. Pouze u jedné práce (Wu, 2013) došlo ke statisticky významnému rozdílu ve zlepšení unimanuální roboticky asistované terapie oproti bimanuální roboticky asistované terapii, a to pouze v části testu Wolf Motor Function Test-time (WMFT-time). Další výsledky této práce byly bez signifikantních rozdílů mezi skupinami.

### **Výsledky studií využívající MIME pro BRAT**

Terapie s využitím MIME se primárně zaměřuje na trénink horních končetin v oblasti ramene (flexe, extenze, vnitřní rotace, zevní rotace) a lokte (flexe a extenze).

Celkem dvě studie využívají MIME ke zhodnocení efektu bimanuální roboticky asistované terapie. Studie mají rozdílně nastavenou délku intervence, porovnávané skupiny, ale shodují se ve většině nástrojů pro hodnocení (FMA-UE, FIM, Ashworth Scale) a hodnocení dlouhodobého efektu po šesti měsících.

U Burgara et al. (2011) se jedná o trojramennou studii, kdy je porovnávána skupina s vysokointenzivní BRAT s dotací deseti hodin týdně po dobu tří týdnů se skupinou nízkointenzivní BRAT s dotací pěti hodin týdně po dobu tří týdnů a s kontrolní skupinou. Po třech týdnech intervence došlo ke statisticky významnému rozdílu mezi skupinami ve zlepšení vysokointenzivní BRAT oproti kontrolní skupině v soběstačnosti dle FIM. Dále po šesti měsících od ukončení péče došlo ke statisticky významnému rozdílu mezi skupinami ve zlepšení vysokointenzivní BRAT oproti nízkointenzivní BRAT a kontrolní skupině v poklesu svalového tonu v oblasti horní končetiny dle Ashworthovy škály.

Lum et al. (2006), kteří jako jediní v práci použili čtyři skupiny pacientů (BRAT, URAT, BRAT v kombinaci s URAT, kontrolní skupinu) zjistili, že po ukončení čtyřtýdenní intervence došlo ke statisticky signifikantnímu rozdílu mezi skupinami ve zlepšení BRAT+URAT oproti kontrolní skupině v hodnocení FMA-UE pro distální část končetiny. A po šesti měsících od ukončení intervence byl statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami ve zlepšení BRAT v kombinaci s URAT oproti URAT opět ve FMA-UE pro distální část končetiny.

## **Studie využívající UL-EXO 7 pro BRAT**

Terapie pomocí UL-EXO 7 je zaměřena na nejvíce segmentů horní končetiny ze všech jmenovaných zařízení. Během této terapie je možné trénovat oblast ramenní kloubu (abdukce, addukce, flexe, extenze, vnitřní a zevní rotace), lokte (flexe a extenze), předloktí (pronace a supinace) a zápěstí (flexe, extenze, deviace).

Z celkového počtu deseti studií toto zařízení zkoumají dvě práce (Simkins, 2013; Kim, 2012). Obě práce porovnávají BRAT, URAT a kontrolní skupinu a zaměřují se na hodnocení rozsahu pohybu, úchop, sílu a koordinaci. Ani jedna ze studií nepřináší statisticky významné rozdíly ve skupinách. Kim et al. (2012) popisují významné (nikoli statisticky) zlepšení v oblasti rozsahu pohybu v distální části končetiny u skupiny s bimanuálním přístupem a naopak významné (nikoli statisticky) zlepšení rozsahu pohybu v proximální části končetiny u skupiny s unimanuálním přístupem.

Simkins et al. (2013) uvádějí statisticky významné zlepšení rozsahu pohybu do abdukce a zevní rotace v ramenním kloubu ve skupinách BRAT a kontrolní v porovnání na začátku a na konci intervence. Neobjevují se však statisticky významné rozdíly mezi skupinami.

## **5.2 Vstupní, průběžná a výstupní data pacientů**

Pacienti byli hodnoceni ve třech časech: při vstupu do studie T1, po ukončení patnácti intervencí s roboticky asistovanou rukavicí Gloreha Sinfonia – T2, a po jednom měsíci od ukončení této intervence – T3. V čase T2 jsou popisovány výsledky u 40 pacientů (skupina A 20 pacientů, skupina B 20 pacientů), v čase T3 jsou popsány výsledky od 36 pacientů (skupina A 18 pacientů a skupina B 18 pacientů). Hodnocení pacientů probíhalo vždy ve stejném prostředí (testovací místnost) a ve stejnou dobu jako předchozí testování.

U čtyř pacientů (dva ze skupiny A a dva ze skupiny B) nebylo možné provést hodnocení v čase T3 z důvodů náhlého překlada do nemocnice, kdy došlo k dlouhodobému přerušení rehabilitačního programu, předčasného propuštění a přeložení do nemocnice na plánovaný zákrok. Data těchto pacientů byla použita pouze pro analýzu výsledků v čase T2, tedy po ukončení 15. terapie s Gloreha Sinfonia.

V průběhu sběru dat nedošlo k žádné zdravotní komplikaci ani projevu vedlejších či nežádoucích účinků terapie. Žádný z oslovených a zařazených pacientů neodstoupil ze studie.

Souhrn vstupních a výstupních dat sledovaných parametrů pro obě skupiny pro funkci horní končetiny je uveden v tabulce 5.1.1 a 5.1.2. Vstupní a výstupní hodnoty parametrů pro

svalovou sílu paretické horní končetiny jsou uvedeny ve dvou částech v tabulce 5.1.3 a hodnoty parametrů pro motorické tempo jsou uvedeny v tabulce 5.1.4. Vstupní a výstupní data parametrů pro jemnou a hrubou motoriku jsou uvedena v tabulce 5.1.5.

U všech pacientů jsou zaznamenány procentuální změny po třech týdnech intervence (T2-T1) a po jednom měsíci po ukončení intervence s RAR Gloreha Sinfonia (T3-T2) u všech sledovaných parametrů.

Ve funkčním testu pro horní končetinu dle 7. kategorie MAS došlo k průměrnému procentuálnímu zlepšení funkce o 19,16 % (SD = 23,13) u skupiny A v čase T2, přičemž z celkového počtu 20 pacientů došlo pouze u jednoho pacienta ke zhoršení. Ve stejné kategorii u skupiny A došlo ke zlepšení o 12,96 % (SD = 10,67) v čase T3, přičemž z celkového počtu 20 pacientů ve skupině A dva pacienti nedokončili hodnocení v čase T3; u všech 18 pacientů došlo v čase T3 ke zlepšení. U skupiny B dle 7. kategorie MAS došlo k průměrnému zlepšení funkce o 2,50 % (SD = 23,13), přičemž z celkového počtu 20 pacientů došlo ke zhoršení funkce HK u pěti pacientů. Ve stejné kategorii došlo v čase T3 u 18 pacientů ke zlepšení funkce o 9,26 % (SD = 12,69), dva pacienti nebyli v čase T3 hodnoceni.

Dle 8. kategorie MAS došlo v čase T2 k průměrnému zlepšení funkce horní končetiny v náročnějších činnostech u skupiny A o 14,16 % (SD = 18,46) a v čase T3 o 11,11 % (SD = 14,69). U skupiny B došlo ve stejné kategorii v čase T2 ke zlepšení o 3,55 % (SD = 8,46) a o 8,33 % (SD = 15,95) v čase T3.

Dle druhého funkčního testu MAL došlo ve skupině A ke zlepšení o 30,27 % (SD = 24,38) v čase T2 a o 12,91 % (SD = 16,00) v čase T3, kdy došlo ke zhoršení funkce u jednoho pacienta. U skupiny B došlo ke zlepšení funkce paretické HK o 20,78 % (SD = 25,52) v čase T2 a o 9,93 % (SD = 14,29) v čase T3, kdy stejně jako ve skupině A došlo ke zhoršení u jednoho pacienta.

V celkové svalové síle, která byla hodnocena pomocí MI, došlo ve skupině A v čase T2 k průměrnému zlepšení o 11,9 % (SD = 13,22) a v čase T3 o 4,6 % (SD = 7,79). U skupiny B bylo zlepšení mírně nižší než ve skupině A, a to o 8,6 % (SD = 12,49) v čase T2 a o 2,5 % (SD = 8,24) v čase T3.

Ve vstupních, průběžných a závěrečných datech hodnotících motorické tempo paretické horní končetiny a jemné a hrubé motoriky došlo dle BBT a ARAT pouze k mírným změnám. U skupiny A se v čase T2 projevilo průměrné zlepšení motorického tempa dle BBT o 6,24 %

(SD = 9,24) a v čase T3 o 5,88 % (SD = 6,82). U skupiny B se jednalo o průměrné zlepšení motorického tempa v čase T2 o 4,2 % (SD = 8,08) a v čase T3 o 3,72 % (SD = 6,60).

Dle ARAT bylo průměrné zlepšení ve skupině A v čase T2 14,91 % (SD = 18,21) a v čase T3 7,70 % (SD = 8,49), kdy u jednoho pacienta došlo ke zhoršení jemné i hrubé motoriky.

U skupiny B došlo k průměrnému zlepšení dle ARAT v čase T2 o 10,35 % (SD = 13,37) a v čase T3 o 8,96 % (SD = 11,39).

Tabulky 5.2.1, 5.2.2 a 5.2.3 popisují detailní hodnoty sledovaných parametrů dle testů MAS, MAL a MI. Tabulky 5.2.4 a 5.2.5 popisují data sledovaných parametrů dle BBT a ARAT v časech T1, T2 a T3.

Tabulka 5.2.1 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAS (počet činností) a jejich procentuální změny, část 1. (vlastní zpracování)

Skupina	ID	7. kategorie Pohyby ruky					8. kategorie Pokročilé pohyby ruky				
		T1	T2	T3	Změny	Změny	T1	T2	T3	Změny	Změny
					(%)	(%)				(%)	(%)
A	1	2	2	3	0	16,67	0	0	0	0	0
	2	2	4	5	33,34	16,66	0	1	2	16,67	16,66
	4	1	1	2	0	16,66	0	0	0	0	0
	5	2	3	5	16,67	33,33	1	3	4	33,33	16,67
	6	2	1	2	-16,66	16,66	0	0	0	0	0
	7	2	3	N	16,67	-	0	0	N	0	-
	11	2	4	4	33,34	0	0	0	1	0	16,67
	13	2	2	3	0	16,67	0	1	1	16,67	0
	17	2	3	N	16,67	-	0	0	N	0	-
	16	2	5	5	50	0	0	1	3	16,67	33,33
	19	2	2	3	0	16,67	0	0	0	0	0
	20	2	3	4	16,67	16,67	0	1	1	16,67	0
	21	1	1	2	0	16,66	0	0	0	0	0
	23	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0
	29	2	6	6	66,67	0	0	3	5	50	33,33
	31	2	2	4	0	33,34	0	0	1	0	0
	33	2	5	6	50	16,67	0	3	6	50	50
	34	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0
	35	3	6	6	50	0	0	2	3	33,33	16,67
	40	2	5	6	50	16,67	0	3	4	50	16,67

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

Tabulka 5.2.1 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAS (počet činností) a jejich procentuální změny, část 2. (vlastní zpracování)

Skupina	ID	7. kategorie Pohyby ruky					8. kategorie Pokročilé pohyby ruky				
		T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
<b>B</b>	3	1	1	1	<b>0</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	8	3	4	4	<b>16,67</b>	<b>0</b>	1	1	1	<b>0</b>	<b>0</b>
	9	1	1	N	<b>0</b>	-	0	0	N	<b>0</b>	-
	10	2	3	4	<b>16,67</b>	<b>16,67</b>	0	0	1	<b>0</b>	<b>16,67</b>
	12	3	5	6	<b>33,33</b>	<b>16,67</b>	0	1	4	<b>16,67</b>	<b>50</b>
	14	3	6	6	<b>50</b>	<b>0</b>	0	2	5	<b>33,33</b>	<b>50</b>
	15	3	6	6	<b>50</b>	<b>0</b>	0	1	2	<b>16,67</b>	<b>16,66</b>
	18	2	0	2	<b>-33,33</b>	<b>33,33</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	22	2	2	4	<b>0</b>	<b>33,34</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	24	2	2	2	<b>0</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	25	2	0	0	<b>-33,33</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	26	2	0	0	<b>-33,33</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	27	2	2	4	<b>0</b>	<b>33,34</b>	0	0	1	<b>0</b>	<b>16,67</b>
	28	2	2	2	<b>0</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	30	2	2	2	<b>0</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>4,4</b>	<b>0</b>
	32	2	1	2	<b>-16,66</b>	<b>16,66</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	36	2	2	2	<b>0</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	37	2	1	1	<b>-16,66</b>	<b>0</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>
	38	2	2	N	<b>0</b>	-	0	0	N	<b>0</b>	-
39	2	3	4	<b>16,67</b>	<b>16,67</b>	0	0	0	<b>0</b>	<b>0</b>	

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

Tabulka 5.2.2 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAL (počet činností) a jejich procentuální změny (vlastní zpracování)

Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
<b>A</b>	1*	2	6	7	13,8	3,4
	2*	2	8	16	20,7	27,6
	4	2	5	8	10	10
	5	3	22	29	63,3	23,4
	6*	2	2	2	0	0
	7	3	5	N	6,7	-
	11	2	10	14	26,6	13,4
	13	2	13	17	36,6	13,4
	17	3	5	N	6,7	-
	16*	2	19	24	58,6	17,3
	19*	2	8	8	20,7	0
	20*	3	12	13	31,1	3,4
	21*	2	4	6	6,9	6,9
	23*	2	4	6	6,9	6,9
	29*	2	18	27	55,2	31
	31*	2	17	19	51,7	6,9
	33*	3	28	29	86,3	3,4
	34*	2	5	3	10,3	-6,9
	35	3	11	23	26,7	65,7
	40	3	23	25	66,7	6,6
Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
<b>B</b>	3	3	3	3	0	0
	8*	3	12	23	31,04	37,93
	9*	3	6	N	10,35	-
	10	5	10	26	16,66	53,34
	12	3	29	29	86,67	0
	14	3	29	30	86,67	3,33
	15	3	19	22	53,33	10
	18	3	3	5	0	6,67
	22*	2	4	7	6,89	10,35
	24	3	5	7	6,67	6,66
	25	3	6	7	10	3,33
	26*	2	2	2	0	0
	27	3	10	15	23,33	16,67
	28	2	6	6	13,33	0
	30	2	8	10	20	6,66
	32*	2	2	0	0	-6,9
	36*	2	2	3	0	3,44
	37*	2	6	12	13,79	20,69
	38*	3	5	N	6,9	-
	39	2	4	13	30	6,66

\* maximální možné skóre 29 činností, paréza není na dominantní končetině

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

Tabulka 5.2.3 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MI (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny, část 1. (vlastní zpracování)

Skupina	ID	Úchop					Loket					Rameno				
		T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)	T1	T2	T3	Změny T1-T2 (%)	Změny T3-T2 (%)
A	1	11	11	11	0	0	14	14	14	0	0	9	14	14	15,1	0
	2	0	19	26	57,6	21,2	14	19	25	15,2	18,2	14	19	19	15,2	0
	4	11	11	11	0	0	14	14	19	0	15,2	14	14	14	0	0
	5	19	19	26	0	21,2	19	19	25	0	18,2	19	19	25	0	18,2
	6	11	11	11	0	0	14	14	19	0	15,2	14	14	14	0	0
	7	11	11	N	0	-	14	19	N	15,2	-	14	19	N	15,2	-
	11	11	19	19	24,3	0	19	25	25	18,2	0	14	19	19	15,2	0
	13	11	19	22	24,3	9,1	14	19	19	15,2	0	14	14	14	0	0
	17	11	11	N	0	-	19	33	N	42,4	-	19	25	N	18,2	-
	16	19	26	33	21,2	21,2	19	25	25	18,2	0	14	19	19	15,2	0
	19	11	11	19	0	24,3	14	14	19	0	15,2	14	14	19	0	0
	20	19	22	26	9,1	12,1	14	19	25	15,2	18,2	14	19	19	15,2	0
	21	11	19	11	24,3	0	14	14	14	0	0	14	14	14	0	0
	23	11	11	11	0	0	14	19	19	15,2	0	14	19	19	15,2	0
	29	11	26	26	45,5	0	19	25	33	18,2	24,2	19	25	25	18,2	0
	31	11	22	26	33,4	12,1	19	19	25	0	18,2	19	14	19	-15,2	15,2
	33	11	26	33	45,5	21,2	19	33	33	42,4	0	25	33	25	24,2	-24,2
	34	11	26	26	45,5	0	14	14	14	0	0	14	14	9	0	-15,1
	35	19	19	19	0	0	33	19	19	-42,4	0	33	25	19	-24,2	-18,2
	40	11	26	26	45,5	0	14	25	25	33,4	0	14	19	19	15,2	0

Skupina	ID	Úchop					Loket					Rameno				
		T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)	T1	T2	T3	Změny T1-T2 (%)	Změny T3-T2 (%)
B	3	11	11	11	0	0	14	14	14	0	0	14	14	14	0	0
	8	22	22	22	0	0	19	19	19	0	0	19	19	19	0	0
	9	11	11	N	0	-	14	14	N	0	-	14	14	N	0	-
	10	11	19	26	24,3	21,2	19	19	19	0	0	19	19	25	0	18,2
	12	19	26	26	21,2	0	14	19	19	15,2	0	14	14	14	0	0
	14	19	33	33	42,4	0	14	33	33	57,6	0	14	33	33	57,6	0
	15	19	22	26	9,1	12,1	14	14	25	0	33,4	14	14	14	0	0
	18	11	11	11	0	0	14	14	14	0	0	14	14	14	0	0
	22	19	22	22	9,1	0	14	14	14	0	0	14	14	14	0	0
	24	11	11	11	0	0	19	25	25	18,2	0	19	25	33	18,2	24,2
	25	11	11	11	0	0	19	19	19	0	0	19	19	14	0	-15,2
	26	0	11	11	33,3	0	14	19	19	15,2	0	14	14	14	0	0
	27	11	22	26	33,4	12,1	14	25	25	33,4	0	14	19	19	15,2	0
	28	0	11	11	33,3	0	14	19	19	15,2	0	14	14	14	0	0
	30	11	11	11	0	0	19	19	19	0	0	19	19	19	0	0
	32	0	0	0	0	0	14	14	14	0	0	9	9	14	0	15,1
	36	0	0	0	0	0	14	14	14	0	0	14	14	14	0	0
	37	11	19	19	24,3	0	14	14	0	0	-42,4	9	14	9	15,1	-15,1
	38	0	0	N	0	-	14	14	N	0	-	14	14	N	0	-
	39	19	22	26	9,1	12,1	19	19	25	0	18,2	14	19	25	15,2	18,2

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci



Tabulka 5.2.3 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MI (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny, část 2. (vlastní zpracování)

Skupina	ID	Celkové skóre				
		T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
A	1	35	40	40	5	0
	2	29	58	71	29	13
	4	40	40	45	0	5
	5	58	58	77	0	19
	6	40	40	45	0	5
	7	40	50	N	10	-
	11	45	64	64	19	0
	13	40	53	56	13	3
	17	50	70	N	20	-
	16	53	71	78	18	7
	19	40	40	58	0	18
	20	48	61	71	13	10
	21	40	48	40	8	-8
	23	40	50	50	10	0
	29	50	77	85	27	8
	31	50	56	71	6	15
	33	56	93	92	37	-1
	34	40	54	49	14	-5
	35	86	64	58	-22	-6
	40	40	71	71	31	0

Skupina	ID	Celkové skóre				
		T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
B	3	40	40	40	0	0
	8	61	61	61	0	0
	9	40	40	N	0	-
	10	50	58	71	8	13
	12	48	60	60	12	0
	14	48	100	100	52	0
	15	48	51	65	3	14
	18	40	40	40	0	0
	22	48	51	51	3	0
	24	50	64	81	14	17
	25	50	50	45	0	-5
	26	29	45	45	16	0
	27	40	67	71	27	4
	28	29	45	45	16	0
	30	50	50	50	0	0
	32	24	24	29	0	5
	36	29	29	29	0	0
	37	35	48	29	13	-19
	38	29	29	N	0	-
	39	53	61	77	8	16

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

Tabulka 5.2.4 Vstupní, průběžná a závěrečná data paretické horní končetiny u pacientů ve skupině A a B u testu BBT (počet přehozených kostek) a jejich změny v počtu provedených kostek (vlastní zpracování)

Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1	Změny T3-T2
<b>A</b>	1	0	0	0	0	0
	2	0	0	4	0	4
	4	0	0	0	0	0
	5	0	10	27	0	17
	6	0	0	0	0	0
	7	0	0	N	0	-
	11	0	0	5	0	5
	13	0	0	4	0	4
	17	0	0	N	0	-
	16	0	17	19	17	2
	19	0	0	0	0	0
	20	0	1	14	1	13
	21	0	0	0	0	0
	23	0	0	0	0	0
	29	0	16	34	16	18
	31	0	23	28	23	5
	33	0	25	38	25	13
	34	0	1	1	1	0
	35	0	16	21	16	5
	40	0	22	42	22	20
Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1	Změny T3-T2
<b>B</b>	3	0	0	0	0	0
	8	6	10	34	4	24
	9	0	0	N	0	-
	10	0	2	19	2	17
	12	17	26	32	9	6
	14	1	34	40	33	6
	15	0	18	22	18	4
	18	0	0	0	0	0
	22	0	0	0	0	0
	24	0	0	0	0	0
	25	0	0	0	0	0
	26	0	0	0	0	0
	27	0	3	14	3	9
	28	0	0	0	0	0
	30	0	0	0	0	0
	32	0	0	0	0	0
	36	0	0	0	0	0
	37	0	4	4	4	0
	38	0	0	N	0	-
	39	0	11	12	11	1

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

Tabulka 5.2.5 Vstupní, průběžná a závěrečná data paretické horní končetiny u pacientů ve skupině A a B u testu ARAT (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny (vlastní zpracování)

Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
A	1	3	4	7	1,76	5,26
	2	5	7	13	3,51	10,53
	4	3	3	5	0	3,57
	5	12	27	39	26,32	21,05
	6	3	3	3	0	0
	7	3	3	N	0	-
	11	3	6	11	5,3	8,74
	13	3	10	11	12,28	1,76
	17	3	4	N	1,76	-
	16	3	22	23	33,34	1,75
	19	3	3	7	0	7,02
	20	4	11	15	12,28	7,02
	21	3	3	3	0	0
	23	3	3	3	0	0
	29	3	26	38	40,35	21,06
	31	3	25	27	38,6	3,51
	33	6	38	48	56,14	17,54
	34	4	5	3	1,75	-3,51
	35	12	21	37	15,79	28,07
	40	7	35	38	49,12	5,27

Skupina	ID	T1	T2	T3	Změny T2-T1 (%)	Změny T3-T2 (%)
B	3	3	3	3	0	0
	8	12	24	38	21,06	24,56
	9	5	8	N	5,27	-
	10	4	11	27	12,28	28,07
	12	22	36	36	24,56	0
	14	6	40	43	59,62	5,26
	15	8	16	31	14,03	26,32
	18	3	3	3	0	0
	22	10	11	15	1,76	7,02
	24	4	6	6	3,51	0
	25	3	6	7	5,3	1,72
	26	4	4	4	0	0
	27	3	8	27	8,78	33,33
	28	3	5	5	3,51	0
	30	3	8	10	8,78	3,5
	32	0	0	3	0	5,26
	36	3	3	3	0	0
	37	3	10	13	12,28	5,27
	38	3	8	N	8,78	-
	39	3	13	25	17,55	21,05

T1 = vstupní hodnocení, T2 = průběžné hodnocení po 15. intervenci, T3 = závěrečné hodnocení po 1 měsíci

### 5.3 Testování odlišnosti skupin

Obě skupiny pacientů byly testovány pro odlišnost v parametrech pohlaví, věk, typ CMP, doba od vzniku léze, typ hemiparézy a dominance HK. Chí-kvadrát test prokázal, že v parametrech pohlaví a typ hemiparézy mezi skupinami není na hladině významnosti  $p = 0,05$  statisticky významný rozdíl. Pro parametry věk a doba od vzniku CMP byl použit Wilcoxonův jednovýběrový test, který také na hladině významnosti  $p = 0,05$  neprokázal statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami. Testovat odlišnost skupin, co se týče typu CMP a dominance nebylo nutné, jak vyplývá z dat (viz. kap. 4.4, tabulka 4.4.1). Lze tedy konstatovat, že v základních parametrech, které by mohly ovlivnit výsledky práce, jsou obě skupiny homogenní.

Tabulka 5.3.1 popisuje charakteristiku vstupních hodnot obou skupin. K testování, zda mezi skupinami nebyl ve vstupních hodnotách rozdíl, byl použit chí-kvadrát test, pouze u vstupních hodnot z testu FIM, celkového skóre MI a pro BBT (zdravá končetina) byl použit Mannův-Whitneyho test. U vstupních hodnot 8. kategorie MAS pro paretickou končetinu a u ARAT pro zdravou končetinu není uvedena p-hodnota, protože obě skupiny obsahují identické vstupní hodnoty, logicky není výpočet smysluplný. Ve všech sledovaných parametrech při použití chí-kvadrát testu nebo Mannova-Whitneyho testu nebyl na hladině významnosti 0,05 nalezen statisticky významný rozdíl mezi skupinami (viz uvedená p-hodnota). Není tedy možné zamítnout příslušnou nulovou hypotézu. To znamená, že pacienti v obou skupinách neměli statisticky významné rozdíly v oblasti senzomotorického a funkčního deficitu na paretické horní končetině.

V oblasti kognitivních funkcí, které by mohly ovlivnit průběh studie, byly pomocí Mannova-Whitneyho testu testovány na hladině významnosti  $p = 0,05$  vstupní hodnoty Mini-Mental State Examination. Výsledky ukázaly, že ani v oblasti kognitivního deficitu nebyl u pacientů v obou skupinách statisticky významný rozdíl ( $p = 0,233$ ).

Tabulka 5.3.1 Statistické charakteristiky vstupních hodnot sledovaných parametrů v obou skupinách (n = 40) (vlastní zpracování)

	<b>Soubor celkem (n = 40)</b>	<b>Bimanuální skupina (n = 20)</b>	<b>Unimanuální skupina (n = 20)</b>	<b>p-hodnota</b>
<b>Motor – FIM</b> (max. 91b.)	65,27 (± 11,32)	63,45 (± 11,51)	67,1 (± 10,83)	0,155
<b>Paretická končetina</b>				
<b>BBT</b> (n kostek)	0,6 (± 2,79)	0 (± 0)	1,2 (± 3,85)	0,2308
<b>MAL</b> (n činností)	2,52 (± 0,63)	2,35 (± 0,47)	2,7 (± 0,71)	0,113
<b>ARAT</b> (max. 57b.)	4,85 (± 3,86)	4,45 (± 2,74)	5,25 (± 4,68)	0,519
<b>MAS</b> (max. 6 činnost/ kategorii)				
7. Ruka	2,03 (± 0,47)	1,95 (± 0,38)	2,1 (± 0,54)	0,3416
8. Přidané aktivity	0,05 (± 0,21)	0,05 (± 0,21)	0,05 (± 0,21)	-
<b>MI</b>				
Úchop (max 33b.)	11,43 (± 5,94)	12,05 (± 4,21)	10,8 (± 7,22)	0,465
Loket (max. 33b.)	16,1 (± 3,56)	16,7 (± 4,41)	15,5 (± 2,29)	0,507
Rameno (max. 33b.)	15,5 (± 4,16)	16,3 (± 5,03)	14,8 (± 2,86)	0,723
Celkem (max. 100b.)	44,03 (±10,94)	46 (± 11,58)	42,05 (± 9,86)	0,414
<b>mAS</b> (norma = 0)				
Loket flexe	1,51 (± 0,69)	1,6 (± 0,56)	1,42 (±0,7)	0,736
extenze	0,98 (± 0,81)	0,95 (± 0,72)	1,02 (± 0,9)	0,736
Zápěstí extenze	1,45 (± 0,85)	1,42 (± 0,77)	1,47 (±0,9)	0,525
Prsty extenze	1,63 (± 0,74)	1,72 (± 0,60)	1,55 (± 0,85)	0,490
Thenar abdukce	0,46 (± 0,64)	0,45 (± 0,66)	0,47 (± 0,62)	0,744
<b>Zdravá končetina</b>				
<b>BBT</b> (n kostek)	59,27 (±9,67)	57,5 (±11,58)	61,05 (± 6,83)	0,175
<b>ARAT</b> (max.57b.)	57	57	57	-

\* všechny hodnoty jsou uvedeny v průměru (SD)

**ARAT** = Action Research Arm Test, **BBT** = Box and Block, **MAL** = Motor Activity Log, **MAS** = Motor Assessment Scale, **mAS** = modified Ashworth Scale, **MI** = Motricity Index, **Motor-FIM** – Funkční míra nezávislosti – motorické subscore, n = počet

#### 5.4 Porovnání změn sledovaných parametrů po dokončení intervence v čase T2 a T3

K porovnání změn sledovaných parametrů u skupiny A a B byl u funkčních testů MAL, 8. kategorie MAS, ARAT a u celkové svalové síly dle MI použit Mannův-Whitneyho test. U 7. kategorie testu MAS, BBT, svalové síly pro oblast ramene, loktu a úchopu byl použit Pearsonův chí-kvadrát test. U všech použitých testů byla k porovnání změn sledovaných parametrů stanovena hladina významnosti 0,05. (Tabulka 5.4.1)

Tabulka 5.4.1 Statistické charakteristiky změn sledovaných parametrů u paretické HK a rozdílů mezi skupinami v časech T2-T1 (vlastní zpracování)

	skupina	medián	průměr	SD	p-hodnota	test
<b>MAL</b> ( <i>n</i> činností)	A	7	8,9	7,15	0,072	Mannův-Whitneyho test
	B	3,5	6,2	7,65		
<b>7. kategorie MAS</b> ( <i>n</i> činností)	A	1	1,15	1,38	0,110	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,15	1,38		
<b>8. kategorie MAS</b> ( <i>n</i> činností)	A	0	0,85	1,10	0,038	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,2	0,50		
<b>BBT – paretická končetina</b> ( <i>n</i> kostek)	A	0	6,55	9,17	0,749	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	4,2	8,08		
<b>MI celkem</b> ( <i>n</i> bodů)	A	11,5	11,9	13,22	0,080	Mannův-Whitneyho test
	B	3	8,6	12,49		
<b>rameno</b>	A	5	2,35	3,96	0,053	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	2,05	4,47		
<b>loket</b>	A	5	3,4	5,96	0,110	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	2,6	4,85		
<b>úchop</b>	A	5	6,15	6,50	0,752	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	1,5	3,95	4,74		
<b>ARAT</b> ( <i>n</i> bodů)	A	2,5	8,5	10,38	0,441	Mannův-Whitneyho test
	B	4	5,9	7,62		

ARAT = Action Research Arm test, BBT = Box nad Block, MAL = Motor Activity Log, MAS = Motor Assessment Scale, MI = Motricity Index, *n* = počet, SD = směrodatná odchylka, zelená = statisticky významný na hladině významnosti  $p = 0,10$ , červená = statisticky významný na hladině významnosti  $p = 0,05$

Po ukončení terapie s roboticky asistovanou rukavicí Gloreha v čase T2 došlo ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,038$ ) mezi skupinami ve prospěch skupiny A s bimanuálním přístupem ve funkčním využití paretické horní končetiny dle 8. kategorie MAS pokročilého pohybu ruky.

Dle druhého funkčního testu MAL došlo na hladině významnosti 0,10 k marginálnímu statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,072$ ) a stejně tak u hodnocení svalové síly pro celou

horní končetinu ( $p = 0,080$ ) a pro rameno ( $p = 0,053$ ), ve všech hodnoceních ve prospěch skupiny s bimanuálním přístupem.

Při hodnocení přetrvávajícího efektu po jednom měsíci (T3) od ukončení intervence roboticky asistované rukavice Gloreha byl zjištěn statisticky významný rozdíl na  $p = 0,05$  mezi skupinami ve funkčním testu MAS v 8. kategorii ( $p = 0,044$ ) a v 7. kategorii ( $p = 0,015$ ) a ve svalové síle v oblasti lokte dle MI, u obou testů ve prospěch skupiny s bimanuálním přístupem. Statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p = 0,10$  byl nalezen v hodnocení funkce horní končetiny dle MAL ( $p = 0,100$ ) a u celkového hodnocení svalové síly HK ( $p = 0,075$ ), u všech výše uvedených testů v prospěch skupiny s bimanuálním přístupem. (Tabulka 5.4.2)

V čase T2 byla na hladině významnosti  $p = 0,05$  potvrzena hypotéza testující funkční využití horní končetiny dle MAS pro 8. kategorii, ale nikoli pro 7. kategorii. Na hladině významnosti  $p = 0,05$  nebyly potvrzeny hypotézy hodnotící funkční využití horní končetiny dle MAL a svalovou sílu dle MI, ale byly významné na hladině  $p = 0,10$ .

V čase T3 byla na hladině významnosti  $p = 0,05$  potvrzena hypotéza testující funkci horní končetiny dle MAS pro 7. kategorii i pro 8. kategorii. Dále byla v čase T3 potvrzena na hladině významnosti  $p = 0,05$  i hypotéza hodnotící svalovou sílu v lokti. Nikoli na hladině významnosti  $p = 0,05$ , ale na  $p = 0,10$  byla významná hypotéza testující funkční využití paretické horní končetiny dle MAL.

V žádném z opakovaných testování nebyl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p = 0,05$  ani  $p = 0,10$  pro hodnocení motorického tempa paretické horní končetiny dle BBT, ani jemné nebo hrubé motoriky dle ARAT. U obou testů se jednalo pouze o klinické zlepšení, a stejně tak i u BBT pro zdravou horní končetinu (T2-T1,  $p = 0,347$ ; T3-T2,  $p = 0,318$ ).

Tabulka 5.4.2 Statistické charakteristiky změn sledovaných parametrů u paretické HK a rozdílů mezi skupinami v časech T3 – T2 (vlastní zpracování)

	skupina	medián	průměr	SD	p-hodnota	Test
<b>MAL</b> (n činností)	A	2	3,38	3,49	0,100	Mannův-Whitneyho test
	B	2	2,94	4,23		
<b>7. kategorie MAS</b> (n činností)	A	1	0,77	0,62	0,015	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,55	0,76		
<b>8. kategorie MAS</b> (n činností)	A	0,5	0,72	0,86	0,044	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,5	0,95		
<b>BBT – paretická končetina</b> (n kostek)	A	4	5,88	6,82	0,180	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	3,83	6,71		
<b>MI celkem</b> (n bodů)	A	4	4,61	7,79	0,075	Mannův-Whitneyho test
	B	0	2,5	8,24		
<b>rameno</b>	A	0	-0,16	3,41	0,180	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,77	3,20		
<b>loket</b>	A	0	2,61	2,98	0,027	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	0,16	4,42		
<b>úchop</b>	A	0	2,16	3,94	0,494	Pearsonův Chí-kvadrát test
	B	0	1,05	2,06		
<b>ARAT</b> (n bodů)	A	3	4,38	4,97	0,290	Mannův-Whitneyho test
	B	2,5	5,11	6,49		

ARAT = Action Research Arm test, BBT = Box nad Block, MAL = Motor Activity Log, MAS = Motor Assessment Scale, MI = Motricity Index, SD = směrodatná odchylka, zelená = statisticky významný na hladině významnosti  $p = 0,10$ , červená = statisticky významný na hladině významnosti  $p = 0,05$

## 5.5 Výsledky roboticky asistované terapie z přístroje Gloreha Sinfonia

U skupiny A s bimanuálním přístupem byly zpracovány výstupy jednotlivých terapií. Celkem bylo ve skupině A na roboticky asistovaném zařízení Gloreha Sinfonia bimanuálně administrováno 300 terapií s 900 cviky (jedna terapie se skládala ze tří cviků v každé skupině), které byly rovnoměrně rozděleny mezi 300krát cvik bimanuální pěst, 300krát cvik uchopení a 300krát bilaterální dosah.



Celkem bylo u 20 pacientů ve skupině A zaznamenáno 753 cviků s plně dokončenými repeticemi (jedna repetice = flexe + extenze prstů), u 147 cvičení byly repetice buď chybně zaznamenány (nedokončené) nebo zcela chyběly (u dvou pacientů). Celkově bylo dokončeno ve skupině A u 18 pacientů 49 327 repetic, v průměru se jednalo o 2 740,38 (SD 808,59) repetic na jednoho pacienta a průměrně bylo provedeno 61,57 (SD 18,16; medián 56,42) repetic za jeden cvik.

U skupiny B s unimanuálním přístupem byl zaznamenán pouze celkový počet 300 terapií s 900 cviky, z tohoto bylo ve shodě s nastavením 300krát uchopení, 300krát vlnění a 300krát pěst.

U 18 zaznamenaných měření u skupiny A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem bylo v průměru provedeno 8,849 cyklů (flexe + extenze) za 1 minutu (SD  $\pm$  2,56). Celková průměrná doba jednoho cviku trvala 6,72 minut (SD  $\pm$  0,93). (Příloha 8)

U skupiny B nebyl zaznamenán počet cyklů za minutu, jedná se o mode pasivní mobilizace, kde je pevně přednastavená rychlost táhel, a záznam o počtu dokončených cyklů přístroj neposkytuje. Celková doba jednoho cvičení byla přesně sedm minut dle výchozího nastavení.

## 6 Diskuse

Disertační práce byla zaměřená na obnovu funkce paretické horní končetiny a na provádění běžných denních činností po získaném poškození mozku. Hlavní součástí zkoumaného bimanuálního robotického přístupu bylo i využití akčně observační terapie a následné akční cvičení (z aj. Action practice). Dle publikovaných studií (Mancuso, 2021; Peng, 2019; Zhang, 2018; Harmsen, 2015; Ertelt, 2007) je právě akčně observační terapie velmi slibnou metodou pro obnovu funkce paretické horní končetiny u pacientů se středně těžkou až těžkou hemiparézou, a to především díky snadné proveditelnosti u takto klinicky těžkých jedinců, navíc s minimálním vedlejším účinkem. Nastavení akčně observační terapie v této práci je ve shodě s protokolem pro akčně observační terapii pro zlepšení motorického učení u pacientů po CMP (Harmsen, 2015). Protokol před každým vlastním motorickým cvičením využívá akčně observační terapie po dobu jedné minuty a v celém protokolu se třikrát opakuje akční cvičení po vlastním pozorování, kdy se pacient snaží repetitivně napodobit pozorovanou akci. Chenová (2021) uvádí, že řada studií zkoumala efekt roboticky asistované terapie a akčně observační terapie, ale pouze izolovaně a nikoli v kombinaci během jedné intervence. Stejně jako protokol Chenové (2021) je tato práce jedna z prvních, která kombinuje akčně observační terapii s roboticky asistovanou terapií se zaměřením na funkci paretické horní končetiny.

Během této studie pacienti nebyli sledováni ani opakovaně hodnoceni zobrazovacími technikami, protože cílem práce bylo zhodnocení především klinického efektu v praxi. A stejně jako uvádí Chenová (2021), vzhledem ke konstrukci robotického zařízení by ani nebylo možné využít nejběžnější zobrazovací metody pro sledování aktivity mozkových center přímo během terapie. Pomocí zobrazovacích technik byla pouze před vstupem do studie diagnostikována lokalizace léze.

Dle odborných studií (Sale, 2012; Caspers, 2010; Rizzolatti, 2004) jsou u zdravých jedinců při pozorování pohybů ruky aktivována dvě hlavní centra v lobus frontalis, přesněji inferiorní frontální, dále premotorická a suplementární kůra, inferiorní lobus parietalis a posteriorní gyrus temporalis. Aktivace dolního frontálního gyru by měla odrážet pozorování akcí především distální části horní končetiny. Dle Ertelt (2007) se u pacientů po CMP po akčně observační terapii aktivuje bilaterálně premotorický kortex, superiorní gyrus temporalis a suplementární motorická area. Stejná centra (SMA a premotorický kortex) jsou aktivována u pacientů po CMP i při bimanuálním cvičení (Debaere, 2004; Swinnen, 2004; Jäncke, 2000).

Lze tedy uvažovat, že kombinace akčně observační terapie s roboticky asistovanou terapií se zaměřením na distální část horní končetiny by mohla pozitivně ovlivnit funkci korových oblastí, u kterých dochází ke zvýšené excitabilitě během akčně observační terapie i roboticky asistované terapie. Důležitou roli by v této úvaze hrála i lokace léze. Pro podložení této teorie je však nutné provést detailnější objektivní hodnocení a pozorování s využitím zobrazovacích metod.

### **Pozornost během cvičení**

Dle pilotního vzorku ve studii Gandollaové et al. (2016) vyžadovala bimanuální terapie, kdy byla pasivní mobilizace na jedné končetině spouštěna pomocí EMG signálu druhé končetiny, vysokou pozornost, soustředění a aktivní zapojení během celé terapie. Velmi obdobný princip řízení paretické horní končetiny pomocí robota byl využit i v této práci. Pokud pacient nepohyboval zdravou horní končetinou, nedocházelo k transferu signálu do rukavice na paretické horní končetině. Počet dosažených repetíc za minutu pomocí Gloreha Sinfonia v této studii ukazuje ve srovnání s jinými studiemi (Hsieh, 2013; Wu, 2013; Yang, 2012), které také využívaly bimanuální roboticky asistovanou terapii, že pacienti ve studii na terapii aktivně participovali a udrželi pozornost po celou dobu terapie. U dvou pacientů nebyl zaznamenán počet repetíc, ale pouze celkový čas cvičení. Tento fakt by mohl nasvědčovat skutečnosti, že těmto pacientům byl aplikován přístroj na obě horní končetiny, pacienti se však aktivně nezapojili a neprováděli žádné pohyby. Během každé terapie byl však přítomný supervidující ergoterapeut, který do terapeutického deníku zaznamenal, že se pacient aktivně zapojil do terapie, ale pohyby nebyly přístrojem počítány, tudíž ani u těchto dvou pacientů nedošlo k pasivitě a nesoustředěnosti během cvičení.

Vybrané odborné studie (Marchal-Crespo, 2009; Wolbrecht, 2007) naznačují, že fyzická dopomoc při pohybu (v případě Gloreha Sinfonia se jedná o táhla pro pasivní mobilizaci) může snížit motorické učení snížením ukazatele chybovosti v motorickém výkonu, dále snížit pozornost, úsilí, spotřebovanou energii během tréninku a zotavení, a naopak podpořit ochabnutí. Lidský motorický systém je naprogramovaný tak, že v případě nízké chybovosti se začne snižovat úsilí a motivace.

Dle těchto poznatků by se v této práci snížilo motorické učení u obou testovaných skupin, protože obě používaly pasivní mobilizaci (s plnou dopomocí) na paretickou horní končetinu. Dle práce Wolbrechta et al. (2007) by bylo vhodnější, aby se na postižené končetině jednalo pouze o tzv. asistenci dle potřeby. (Tento typ asistence rukavice Gloreha Sinfonia také nabízí

v podobě aktivně asistivní mobilizace.) Lewisová a Perreault (2009) se domnívají, že míra zapojení paretické horní končetiny do bimanuálního cvičení může výrazně ovlivnit efekt terapie.

Vzhledem k tomu, že do předložené práce byli zařazeni pacienti se středně těžkou až těžkou parézou na horní končetině, nebylo možné využít aktivnější mode, který Gloreha Sinfonia nabízí. Je nutné zdůraznit, že roboticky asistovaná terapie by měla být vždy nastavená tak, aby podněcovala pacientův potenciál k obnovení senzomotoriky a snažila se ho posunout v rehabilitačním procesu dále. V souladu se závěry Wolbrechta et al. (2007) a Marchalové-Crespové a Reinkensmeyera (2009) to znamená, že je přístroj nastaven na minimální nutnou dopomoc, aby se pacient v maximální možné míře snažil do terapie zapojit.

### **Zvýšení motorického výkonu neparetické horní končetiny**

V této práci došlo ke změně v oblasti motoriky i na zdravé horní končetině (dle BBT). Sice nebylo dosaženo statisticky významného rozdílu mezi skupinami (T2-T1,  $p = 0,347$ ; T3-T2,  $p = 0,3318$ ), ale bylo možné sledovat klinické zlepšení motorického tempa a dexterity. Tento fakt naznačuje, že léze v jedné hemisféře může změnit motorickou síť související s pohyby neparetické horní končetiny. Tento fakt potvrzují i odborné studie, kdy dle Marshalla et al. (2000) během kortikální reorganizace dochází k blokádě inhibičních obvodů, což následně může vést k odmaskování excitačních projekcí. Současně je možné i pozorovat přítomnost zrcadlových pohybů při pohybech paretickou horní končetinou, což svědčí o transkalózní disinhibici směrem ke zdravé končetině a poskytuje další podporu teorie reorganizace dvou hemisférické sítě po získaném poškození mozku (Marshall, 2000; Gerloff, 1998).

Je možné uvažovat i o zlepšení dexterity a motorického tempa v důsledku zapojení zdravé horní končetiny do cvičení. Stejně jako má repetitivní dlouhodobý pohyb vliv na paretickou končetinu, může dojít i ke zvýšení reprezentace řídicího centra pro zdravou ruku. Během bimanuální terapie bylo provedeno v průměru 61,57 (SD 18,16; medián 56,42) repetice za jeden cvik nejen paretickou končetinou, jak je prezentováno ve výsledcích, ale současně i zdravou končetinou.

Ve vztahu k hemiparéze, jakož to jednostrannému postižení, je často zmiňováno, že zdravá horní končetina přebírá funkci postižené končetiny. Při detailnějším zkoumání dat v této práci lze vidět, že ve skupině A s bimanuálním přístupem bylo 40 % hemiparéz ve shodě s dominantní končetinou. To znamená, že u 60 % pacientů ve skupině A byla dominantní zdravá končetina a již z premorbidního vztahu by měla být v ADL upřednostňována, ve

skupině B se jednalo o 40 % pacientů, kteří měli zdravou končetinu dominantní. Jedná se o velmi hraniční hodnoty a je tedy velmi nepravděpodobné, že by dominance ovlivnila výsledky práce.

Novější studie přicházejí s výsledky, které uvádějí, že po cévních mozkových příhodách může dojít ke vzniku motorického deficitu i na ipsilezionální straně těla a to především ve funkčních testech pro horní končetiny či ADL hodnocení (Sainburg, 2006; Haaland, 2004). Tento fakt je v souladu i s výsledky této studie, kdy na zdravé horní končetině dochází ve vstupním testování u většiny jedinců k poklesu skóre oproti normám pro zdravou populaci. Dle Sainburga a Duffové (2006) záleží na tom, zda je léze v dominantní či nedominantní hemisféře a může se jednat o prediktor, který udává tíži deficitu na zdravé končetině.

U 90 % jedinců je přednostně používána pravá končetina pro provádění bimanuálních činností či manipulaci s předměty, i když podíl leváků se pohybuje mezi 0 – 27 % (Prieur, 2017). Dle Sainburgovy (2003) teorie dynamické dominance existuje zaměření se na kontrolu trajektorie a na ustálený stav. Přesně takové rozdělení lze pozorovat i ve funkcích, které zaujímají horní končetiny během bimanuálních úkolů, kdy jedna končetina provádí pohyb (kontrola trajektorie) a druhá končetina zaujímá pevnou pozici (ustálený stav). U pacientů s těžkou až velmi těžkou parézou na dominantní končetině závisí výkon ADL do značné míry na končetině, která funguje jako nedominantní (zaujímá převážně ustálený stav) po celý život jedince. Ipsilezionální deficity na horní končetině bývají perzistentní a pouze opakovaným cvičením ADL nedochází ke spontánnímu vyvíjení dominance na této končetině. Sainburg a Duffová (2006) navrhuji, aby roboticky asistovaná terapie byla využívána nejen pro trénink paretické horní končetiny, ale dokonce i pro trénink zdravé horní končetiny. Tato myšlenka podporuje nastavení roboticky asistované terapie v této práci, kde je použita oboustranná aplikace robotických rukavic. S čím se však protokol terapie s bimanuální Glorehou plně neshoduje, je nastavení obsahu terapie, kdy Sainburg a Duffová (2006) sice navrhuji repetitivní cílený trénink, ovšem za využití zatížení či odporu s cílem trénování mezisegmentové koordinace či funkci ipsilezionální končetiny.

Protože jsou však deficity na ipsilazionální straně obvykle velmi mírné až běžně nepozorovatelné oproti deficitům na kontralezionální straně, nemají v klinické praxi až takovou pozornost a není jim v rehabilitaci přikládán až takový význam. O to je však větší důvod zaměřit se v rehabilitaci na bimanuální přístupy a trénovat bimanuální běžné denní činnosti.

## Diskuse k hypotéze H1

Dle Angerové et al. (2021) je monitorování změn funkčního stavu a pokroku soběstačnosti u pacientů po získaném poškození mozku zásadní indikací samotné rehabilitace a sledování jejích výsledků. V odborných studiích (Williams, 2001) je funkce horní končetiny často spojována i s celkovou soběstačností, která je nejčastěji hodnocena pomocí Funkční míry nezávislosti (FIM).

Vanoglio et al. (2017) uvádí, že stupeň soběstačnosti se dle FIM zlepšil v obou skupinách (konvenční terapie vs RAR), ale pouze u skupiny s roboticky asistovanou terapií Gloreha došlo k funkčnímu zlepšení horní končetiny dle dotazníku Postižení paže, ramene a ruky (Quick DASH),  $p = 0,0048$ . Dle Langové et al. (2009) nesouvisí množství procvičování funkčních pohybů se schopností pacientů vykonávat funkční činnosti, což dokázali téměř nulovými korelacemi mezi počty opakování a skórem položek FIM. Lum et al. (2002b) sice uvádějí, že v experimentální robotické skupině došlo po šesti měsících od ukončení terapie ke zlepšení dle FIM ( $p = 0,039$ ), nicméně sami přiznávají, že interpretace musí být s nadhledem, protože FIM povoluje provádění kompenzací a nepoužívání paretické horní končetiny během hodnocení. Autoři se přiklánějí k použití jiného funkčního testu zaměřeného pouze na horní končetinu – hodnocení Motor Activity Log (MAL).

Hodnocení FIM bylo záměrně vyřazeno z předkládané studie, a to z důvodu, který potvrzují i Vanoglio et al. (2017), Langová et al. (2009) a Lum et al. (2002b). FIM je hodnocení zaměřené na celkovou soběstačnost, i když je rozděleno do několika subtestů a oblastí. Během testů soběstačnosti není požadováno cílené využití horní končetiny, ale hodnotí se pouze, s jakou dopomocí pacient úkol splnil, ale nikoli jakým způsobem (Wade, 1983). Z toho důvodu byly pro zhodnocení funkce horní končetiny vybrány přímo funkční testy, které se zaměřují na výkon paretické horní končetiny během ADL – Motor Assessment Scale a Motor Activity Log, a motorické subskóre FIMu je uvedeno pouze vstupně pro zobrazení homogenity obou skupin v celkové soběstačnosti.

Wu et al. (2012) využívají pro hodnocení funkce horní končetiny Motor Activity Log (MAL) a stejně jako v této práci, kde byla H1 byla zamítnuta, ani Wu et al. nedospěli ke statisticky signifikantním výsledkům na hladině významnosti 5 % ( $p = 0,99$ ) během porovnávání tří skupin probandů (robotický bilaterální trénink, konvenční bilaterální trénink a kontrolní skupina s konvenční terapií). Nicméně je nutné poznamenat, že porovnávané skupiny zahrnovaly pouze 14 pacientů v každé skupině. V této práci bylo zahrnuto 20 probandů do každé skupiny a výsledky na 5% hladině byly po ukončení intervence významnější ( $p = 0,07$ )

než ve studii Wua et al. (2012). Lze tedy předpokládat, že s větším počtem probandů by mohlo dojít ke statisticky významnému rozdílu mezi porovnávanými skupinami.

Druhým důvodem nepotvrzení H1 a nedosažení statisticky významného rozdílu mezi skupinami v této práci může být volba hodnotícího nástroje. Ačkoli MAL je využíván v řadě studií zaměřených na roboticky asistovanou terapii (Wu, 2013; Liao, 2012, Wu, 2012), mnoho dalších studií hojně využívá i hodnocení Fugl-Mayer (různé modifikace) či Wolf Motor Function Test (Tabulka 5.1.1). MAL byl z funkčních testů vybrán záměrně, protože je součástí testovací baterie kranioprogramu, ze kterého byli probandi vybíráni.

Dalším fakt, který by mohl ovlivnit výsledky funkčního testu MAL, byla přítomnost bolesti v oblasti ramene, lokte či ruky. Některé činnosti v dotazníku jsou prováděny nad horizontálu ramene nebo s předklonem, kdy se jedná o polohy, která bolest ještě akcentují. Distribuce pacientů, kteří subjektivně udávali bolest v horní končetině byla do obou skupin obdobná ( $A = 7$ ,  $B = 8$ ), z tohoto důvodu je zkreslení výsledků v důsledku bolesti velmi málo pravděpodobné. Jednalo se o obdobné subjektivní vnímání bolesti u probandů v obou skupinách, kdy byla popisována bolest v krajních polohách v rameni či při pasivním protažení nad  $90^\circ$  do abdukce v rameni. Bolest byla popisována jako lokální, uvnitř kloubu či na ventrální straně paže.

## **Diskuse k hypotéze H2**

V druhém funkčním hodnocení horní končetiny Motor Assessment Scale (MAS) byly v obou časech v kategorii 8. statisticky signifikantní výsledky na 5% hladině významnosti ( $p = 0,038$  a  $p = 0,044$ ), H2 byla přijata pro kategorii 8. U pacientů tedy došlo ke statisticky významnému zlepšení po bimanuálním přístupu v aktivitách, které mají vyšší nároky na motorické řízení vlastní ruky. Tyto výsledky jsou ve shodě s nastavením roboticky asistované terapie, která byla zaměřená na distální část končetiny – ruku. V 7. kategorii došlo k statisticky významným výsledkům na 5% hladině významnosti pouze pro čas T3 ( $p = 0,015$ ). Hlavní rozdíl mezi dvěma funkčními testy (MAL a MAS) jsou pracovní polohy a způsob provedení hodnocených úkolů. Jak již byl zmíněno, MAL hodnocení obsahuje položky, které pacient musí provádět nad horizontálu ramene, kdy se může jednat o problematický až bolestivý pohyb. Oproti tomu 8. kategorie MAS hodnocení obsahuje z šesti položek pouze jednu, která vyžaduje flexi v ramenním kloubu nad  $90^\circ$  se současnou zevní rotací, zbylé aktivity jsou testovány na stole. Lze tedy uvažovat, že svalová slabost, bolest či luxace mohou výrazně omezit funkční využití paretické horní končetiny. Tuto teorii

podporuje i Blennerhassetová et al. (2012), kteří na základě výsledku MAS testu 6. kategorie (aktivity paže) predikovali, že s každou ztrátou jednoho bodu v této kategorii, se zvýší pravděpodobnost výskytu bolesti ramene až o 64%.

Jak ve své práci navrhuji i Wu et al. (2012), v další studii by mělo být zařazené i hodnocení bimanuálních běžných denních činností (např. dotazník ABILHAND). Mohlo by tak být lépe reflektované bimanuální využití horních končetin, které by i více korespondovalo s nastavením bimanuální roboticky asistované terapie.

### **Diskuse k hypotéze H3**

K hodnocení svalové síly horní končetiny byl záměrně vybrán Motricity Index (MI) pro horní končetiny, protože je používán velmi často v obdobných studiích zaměřujících se na robotickou rehabilitaci, a to především roboticky asistovanou terapii s Glorehou (Bernocchi, 2018; Vanoglio, 2017; Bissolotti, 2016; Montecchi, 2016). V porovnání s odbornými studiiemi s roboticky asistovanou terapií Gloreha se výsledky MI pro horní končetinu velmi liší stejně jako v této studii. Výsledky studií jsou jistě ovlivněny designem studie i velikostí vzorku. Existují dvě pilotní studie (Bernocchi, 2018; Bissolotti, 2016), přičemž v první z nich nedošlo ke statisticky významnému zlepšení svalové síly po terapii s Gloreha po třech týdnech (intenzita terapie 2× týdně), naopak v druhé pilotní studii došlo ke statisticky významnému zlepšení v celkovém skóre po dvou měsících cvičení s Glorehou ( $p = 0,0020$ ) i po dalších dvou měsících od ukončení terapie ( $p = 0,0371$ ). Další dvě kontrolované studie (Vanoglio, 2017; Montecchi, 2016) se opět neshodují ve výsledcích svalové síly. Vanoglio et al. (2017) uvádí statisticky významné zlepšení v celkovém skóre horní končetiny ( $p = 0,0020$ ) po šesti týdnech terapie. Naopak Montecchiová et al. (2016) po jednom týdnu terapie statisticky významné zlepšení nevykazují. Ve zde prezentované práci došlo k zamítnutí H3, protože nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve svalové síle (celkové skóre MI) mezi skupinami na hladině významnosti  $p = 0,05$ . Došlo však ke statisticky významnému zvýšení svalové síly paretické horní končetiny na hladině významnosti 0,10 v obou časech ( $p = 0,080$  a  $p = 0,075$ ). Při detailnější analýze dat byl nalezen statisticky významný rozdíl dle MI na hladině významnosti 0,10 v čase T2 po 15 terapiích pro oblast ramene ( $p = 0,053$ ) a statisticky významný rozdíl v čase T3 dokonce na hladině významnosti 0,05 pro oblast lokte ( $p = 0,027$ ) ve prospěch skupiny s bimanuálním přístupem.

I když jsou běžně uváděny statisticky významné výsledky na hladině 5 %, pro tuto práci jsou významné i výsledky na hladině 10 %. Práce zahrnuje dvě menší skupiny pacientů po 20



probandech v každé skupině. Pro další budoucí práce je tedy velmi důležitá informace, že již na velikosti vzorku 40 probandů se výsledky blíží k hladině významnosti  $p = 0,05$ . Především by mohl být zajímavý výsledek pro oblast ramene ( $p = 0,053$ ), kdy došlo k významnému zlepšení svalové síly. Právě oblast ramene bývá u pacientů po získaném poškození mozku velmi riziková pro vznik syndromu hemiparetického ramene, subluxace či luxace (až u 80 % pacientů po CMP). Pacienti s tímto syndromem bývají často paralyzováni bolestí a je velmi obtížné najít terapeutické techniky, které by bylo možné efektivně pro terapii využít (včetně roboticky asistované terapie zaměřené přímo na rameno) (Arya, 2018). Hlavním cílem u těchto pacientů je vedle redukce bolesti posílení pletence ramenního, a hlavně deltového svalu pro udržení hlavice humeru v jamce.

Dle publikovaných studií (Vanoglio, 2017; Bissolotti, 2016) se ukazuje, že délka a intenzita roboticky asistované terapie může mít vliv na efekt terapie s ohledem na svalovou sílu končetin. I přesto, že design studií byl rozdílný a porovnával skupiny s rozdílnou intervencí, ukazuje se, že při delší aplikaci o vyšší intenzitě může dojít k ovlivnění svalové síly horní končetiny. Bernocchiová et al. (2018) hodnotili i dlouhodobý efekt terapie na svalovou sílu dle MI ( $p = 0,0371$ ), který ovšem nebyl porovnáván s kontrolní skupinou. V této práci byl hodnocen přetrvávající efekt po jednom měsíci po ukončení intervence v porovnání s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem ( $p = 0,075$ ), lze uvažovat, pokud by došlo k porovnání s konvenční terapií, svalová síla horní končetiny by mohla být významně ovlivněna.

Průměrné hodnoty celkového skóre MI v obou skupinách (skupina A 46,0-57,9-62,3 bodů; skupina B 42,5-50,6-54,9 bodů) ve všech časech odpovídaly stanoveným hodnotám publikovaným Hsiehem et al. (1998), kteří uvádí průměrnou hodnotu skóre pro horní končetinu 46,2 (SD = 31,9) bodů u pacientů v subakutním stádiu po CMP.

Dle výsledků MI v jednotlivých oblast (rameno, lokte, ruka) lze pozorovat, že i když byla RAR zaměřená na samostatnou ruku, tak napříč hodnoceními došlo ke zlepšení (statistickému nebo klinickému) v proximálních částech končetiny. Tento fakt podporují u odborné studie, kdy v Krebsově et al. (2007) studii byla RAR také aplikována distálně nicméně ke zlepšení došlo v proximálních segmentech končetiny. Stejně tak Hu et al. (2015), kteří využívali RAR v kombinaci s EMG, shledali zlepšení nejen na distální části končetiny, ale i na proximálních segmentech. Takeuchi a Izumi (2012) a Qiuyang (2019) uvádějí, že tento jev je během rehabilitace pravděpodobně způsoben kompetitivními interakcemi mezi proximální a distální

částí končetiny a současně i kompenzačními svalovými aktivitami proximální části končetiny při pohybu distálními segmenty těže končetiny.

### **Limitace práce**

Práce byla částečně limitována občasnými technickými obtížemi. Nejčastěji se jednalo o uvolnění mobilizačního táhla z hlavního pístu nebo povolení pístů. U žádného pacienta však nedošlo k přerušení kontinuity terapie pro tyto technické obtíže a přístroj byl vždy urychleně opraven. Druhou obtíží, která se vyskytla v celém průběhu výzkumu, bylo chybné zaznamenávání dokončených cyklů u bimanuálního přístupu RAR, kdy bylo zaznamenáno dokončení cyklů pouze u 753 cvičení. Chybné zaznamenávání spočívalo pravděpodobně v urychlené hybnosti senzorické rukavice na zdravé končetině. I když v základním nastavení přístroje bylo nastavené simultánní pohybování senzorické i pasivní rukavice, pasivní rukavice se pohybovala o něco pomaleji než rukavice senzorická. Toto zpoždění pozorovali i Serpelloni et al. (2016), kteří uvedli, že pohyb pasivní rukavice Gloreha není plně synchronní s pohyby zdravé končetiny a dochází ke zpoždění při započetí a ukončení pohybu. Rychlost stejnosměrného motoru Glorehy je omezena na 16-24 mm/s. Zpoždění mezi končetinami jsou obecně v průměru 2,2 sekund, což představuje přibližně 40 % pohybu (při jednom sevření prstů), ale s vysokou variabilitou ( $SD = 15 \%$ ), která může souviset s nekontrolovanými parametry. Jedná se na příklad o parametr provedení pohybu, kdy tempo bylo zvoleno pacientem (stejně jako v této práci). Mezi další parametry, které mohou ovlivnit zpoždění rukavice se řadí pocení či síla působící na šlachy. Současně je nutné počítat i se zpožděním v důsledku nákladů na komunikaci a výpočetní zpracování.

V porovnání se zařízením HapticMASTER, kde je zpoždění mezi detekovatelnými pohyby aktivního a pasivního ramene robota během prvního milimetru pohybu menší než 50 ms (Lewis, 2009) či s MIME, kde je přenos pohybu na robotické pasivní rameno v periodě 1ms (Lum, 2002b), je zpoždění mezi rukavicemi na Gloreha Sinfonia výrazně znatelnější. Na druhou stranu u HapticMASTER a MIME je rozdíl ramen měřen v prvním milimetru pohybu a nikoli v průběhu celého pohybu, jak je tomu u Gloreha Sinfonia.

Pro průběh vlastní terapie se jednalo o zanedbatelné zpomalení, ale vzhledem k tomu, že se jedná o terapii spadající do skupiny vysoce intenzivních terapií, je zaznamenání repetice podstatné. Pokud pacient rychleji hýbal senzorickou rukavicí, pasivní mobilizace na paretické končetině nebyla dotažena až do optimálně nastavených rozsahů (jednalo se o několik jednotek stupňů), přístroj však vyhodnotil tento pohyb jako nedokončený cyklus a repetice

tedy nebyla zaznamenána. U dvou pacientů z celkového počtu 20 pacientů s bimanuálním přístupem zaznamenání repetice zcela chybělo, ve výsledném reportu byl pouze zaznamenán čas, který odpovídal nastavení terapie, nikoli však uvedenému počtu opakování nula. Z toho důvodu je nutná velmi opatrná interpretace výsledků, které se vztahují k počtu repetice během bimanuálního přístupu a senzitivity snímání.

Serpelloni et al. (2016) uvádí, že míra detekce pohybu na vzorku 100 pohybů do flexe a extenze prstů (pro rozevření prstů se jedná o korektní zaznamenání v 98 případech, žádné falešně pozitivní záznamy a pouze dva nedetekované pohyby) byla realizována s celkovou senzitivitou 98 %. Pro flexi prstů se jednalo o 93 detekovaných pohybů, jeden falešně pozitivní záznam a 7 nedetekovaných pohybů s celkovou senzitivitou 93 %. V předkládané práci se jednalo o 16,34 % nezaznamenaných pohybů, jedná se však pouze o ty, které nebyly vůbec zaznamenány, nikoli o ty, které byly zaznamenány chybně (tuto informaci přístroj neposkytuje).

Serpelloni et al. (2016) pravděpodobně použili přesnější snímače EMG, než jsou senzory, kterými je vybavená senzorická rukavice Gloreha. Současně jsou senzory na rukavici Gloreha manuálně dotahovány tak, aby maximálně přiléhaly k prstům, v tomto kroku může dojít k nepřesnému dotažení. Navíc během cvičení docházelo k uvolňování napětí senzorů, které jsou zakotveny pouze gumičkami, a následně tak mohlo dojít k částečné dekalibraci v průběhu cvičení.

Serpelloni et al. (2016) zohledňují i vliv fyzických proporcí na míru detekce pohybu. Ve studii rozdělili pacienty do tří kategorií: vzrostlí jedinci, střední a drobní. Na základě deseti probandů bylo vyhodnoceno, že snížená senzitivita detekce byla u vzrostlejších pacientů s větší tukovou tkání (84 % pro rozevření prstů a 78 % pro sevření prstů), naopak pro drobné jedince se jednalo o senzitivitu 91 % pro rozevření prstů a 88 % pro sevření prstů.

Za účelem porovnání senzitivity detekce dle fyzických proporcí ruky byli probandí s bimanuálním přístupem ( $n = 20$ ) z předkládané studie rozděleni také do tří skupin dle velikosti rukavice během cvičení (velikost L = vzrostlí jedinci, M = střední vzrůst, S = drobní). Pět pacientů bylo zařazeno do skupiny vzrostlých jedinců a mělo rukavici velikosti L, celkově se jednalo o 9 116 repetice, kdy v průměru bylo provedeno 40,51 repetice za jedno cvičení (7 minut). Je nutné podotknout, že v této skupině se nacházeli i dva již zmínění pacienti, u kterých nebyl zaznamenán počet repetice, ale pouze doba cvičení. Pokud by bylo počítáno pouze se třemi pacienty ve skupině, u kterých byl počet repetice zaznamenán, bylo by ve skupině s velikostí L v průměru provedeno během jednoho cvičení 67,52 repetice.

U 9 pacientů s velikostí M bylo celkově dosaženo 25 843 repetíc, kdy bylo během jednoho cvičení v průměru provedeno 63,80 repetíc. Do skupiny s velikostí S bylo zařazeno šest pacientů, u kterých byl celkový počet repetíc 14 138 a průměrným počtem 52,36 repetíc za jedno cvičení. Při porovnání průměrných počtů repetíc ve skupinách (pokud zohledníme ve skupině s rukavicí L pouze tři pacienty) dojde k opačnému výsledku než v práci Serpelloniho a jeho kolegů (2016), nejvyšších počtů repetíc dosáhla skupina s největšími fyzickými proporcemi ruky a nejnižšího počtu repetíc skupina s drobnějšími proporcemi. Tato interpretace dat však může být zkreslená nezaznamenáním repetíc u dvou pacientů ve skupině L.

Naměřený počet 753 cvičení odpovídá ve skupině A počtu 16,73 pacientů, a nikoli 20 pacientům, pokud je zachováno 45 cviků v jedné intervenci trvající tři týdny. Pokud by bylo počítáno pouze se zaznamenanými cvičeními (753), které by odpovídaly 16,73 pacientům, pak by z celkového počtu 49 327 dokončených cyklů připadlo 2 948,4 cyklů na jednoho pacienta v počtu 65,5 repetíc na jeden cvik, což je 196,5 repetíc za jednu cvičební jednotku (21 minut). Při správném zaznamenávání dat lze předpokládat, že by mohl být počet repetíc vyšší.

Dle Langové et al. (2009) vede procvičování opakovaných pohybových úkolů horních končetin k větším mozkovým reprezentacím procvičovaného pohybu. Dle Nuda et al. (2001) a Kleima et al. (2008) je úkolově zaměřená terapie stěžejní pro vytváření trvalých změn v mozkových sítích, motorickém učení a motorických funkcích. Stále však není jasná minimální hodnota nutná k nastartování takových změn u pacientů po získaném poškození mozku.

Během bimanuální roboticky asistované terapie bylo dosaženo 8,84 repetíc za jednu minutu (265,2 repetíc za 30 minut), v porovnání s běžnou konvenční terapií, kde Langová et al. (2009) uvádí, že se jedná v průměru o 54 aktivních pohybů, 30 pasivních pohybů a 32 funkčních pohybů horní končetinou během jedné terapie, jde o významné zvýšení repetíc. Tento fakt tedy odpovídá předchozímu tvrzení, že je nutné docílit maximálního možného opakování s cílem vytvoření trvalých změn na motorických sítích. Otázkou však stále zůstává, zda je i tento počet repetíc opravdu dostačující.

Studie s animálními modely ukazují, že zdravé krysy provádějí během jedné relace až 400 opakovaných pohybů horními končetinami, přičemž je pozorován vliv motorických dovedností na kortikální změny (Kleim, 1998). Stejně tak i u behaviorálních studií zaměřených na lidské motorické učení musejí pacienti po CMP provádět stovky opakování

konkrétního pohybu horní končetinou, aby se jej naučili (Boyod, 2006). V klinické praxi se ovšem ukazuje, že dosažení takto vysokého počtu opakování během jedné terapeutické jednotky s využitím konvenčních přístupů je velmi obtížné.

Orihuela-Espina et al. (2016) také využívají roboticky asistovanou terapii zaměřenou na ruku, kdy bylo dosaženo 600-700 opakování během jedné terapeutické intervence (40-60 minut). V této intenzitě repetice byla terapie prováděna po průměrnou dobu 2,44 měsíců (SD 0,88) pět dnů v týdnu. Ze závěru studie vyplývá, že došlo ke zlepšení ve funkčním využití horní končetiny dle FMA subskóre ruka ( $p < 0,01$ ), nikoli však ke zlepšení svalové síly dle MI ( $p = 0,080$ ).

V této disertační práci bylo provedeno během jedné minuty v průměru 8,84 repetice. Pokud by pacienti ve stejném tempu cvičili po dobu 40-60 minut, jak je tomu v práci Orihuela-Espiny et al. (2016), dostali by se pouze na rozpětí počtu repetice 353,6-530,4. I přesto, že pacienti v této práci nedosáhli na tak vysoké množství repetice, nebyli v roboticky asistované terapii zařazeni po dva měsíce, délka jedné terapie nedosahovala jedné hodiny a porovnávány byly dva poměrně podobné robotické přístupy, došlo dle MAS na horní končetině také k funkčnímu zlepšení. U studie Orihuela-Espina et al. (2016) je použito hodnocení FMA pro ruku po ukončení intervence, kdy se jedná o hodnocení jednotlivých typů úchopů, dle MAS jsou prováděny také jednotlivé typy úchopů, ale současně zahrnují i manipulaci s předměty (8. kategorie MAS v čase T2 po ukončení intervence,  $p = 0,038$ ). Lze se domnívat, že i za nižšího opakování, než je 600 repetice za hodinu a kratší délce celkové intervence lze dosáhnout obnovování funkce ruky. Na druhou stranu se obě studie shodují ve výsledcích MI, kdy po ukončení intervence v této studii i ve studii Orihuela-Espiny (2016) nedošlo ke statisticky významnému zlepšení svalové síly dle MI (v obou studiích  $p = 0,080$ ).

Další studie, které se zaměřují na srovnání bimanuálního a unimanuálního robotického cvičení s Bi-Manu-Track (Hsieh, 2016; Liao, 2012; Hesse, 2005), uvádějí výrazně vyšší počet repetice během jedné terapie (750–1000), při přepočtu počtů repetice na jednu minutu se však jedná o 9,52 repetice na jednu minutu, a tedy velmi podobný výsledek jako v této studii (8,84 repetice). Důležité je zdůraznit, že sice Gloreha Sinfonia poskytla nižší počet repetice než Bi-Manu-Track, při hlubší analýze cvičení s Bi-Manu-Track je však zjištěno, že více jak 1/3 repetice je prováděna v pasivním modu, kdy jsou obě horní končetiny pasivně mobilizovány robotem. V plně pasivním mode může docházet ke snižování pozornosti a participace jedince na terapii a snížení ovlivnění nervových sítí (Marchal-Crespo, 2009).

Naopak jiné studie se zařízením Bi-Manu-Track (Yang, 2012; Wu, 2013) uvádějí 350–480 repetíc za dobu 90–105 minut, zde bimanuální přístup Gloreha Sinfonia počet repetíc výrazně převyšuje, a to až o 4,27 repetíc na jednu minutu. Je nutné podotknout, že i v těchto studiích je 150–200 repetíc prováděno bimanuálně zcela pasivně. Studie zaměřené na využití MIME (Lum, 2006; Burgar, 2011) dokonce ani neuvádějí počty repetíc, přestože v závěrech obou prací je zdůrazněna zvýšená intenzita roboticky asistované terapie. Pouze u starší studie od Luma et al. (2004) je uvedené opakování ve výši 40–70 repetíc s MIME během jedné terapie (60 minut) v pasivním a pasivně-aktivním modu, ale pouze s využitím unimanuálního přístupu.

## 7 Závěr

V posledních letech došlo k velmi rychlému rozvoji moderních robotických technologií v rehabilitaci, a to především v neurorehabilitaci. I když původně byla roboticky asistovaná terapie zamýšlena pro pacienty se spinálním poraněním, v průběhu let se ukázal vliv této terapie i na neuroplastické změny u pacientů po získaném poškození mozku. Tento typ terapie je založen na vysoké intenzitě a opakování cviků, které prokazatelně ovlivňují stavy po cévních mozkových příhodách.

S přijímáním novějších rehabilitačních myšlenek se terapie odklání od patologie k funkci, funkčnímu stavu jedince v jeho přirozeném prostředí a k redukci disability. S těmito myšlenkami se ztotožňuje i využití roboticky asistované terapie, která se snaží mimo jiné přenést jedince do zdánlivě přirozeného prostředí, simulovat reálné prostředí a poskytovat optimální zpětnou vazbu, ať už pomocí vizuálních a zvukových podnětů, či virtuálního 3D prostředí. Současně roboticky asistované terapie vnáší nový prvek motivace do poměrně dlouho trvajícího rehabilitačního procesu u pacientů po získaném poškození mozku.

Tato práce reagovala na aktuální situaci v roboticky asistované terapii a neurorehabilitaci využitím nového typu robotické rukavice Gloreha Sinfonia, skloubila konvenční přístupy a akčně-observační terapii s roboticky asistovanou terapií a zaměřila se na funkci paretické horní končetiny a funkční schopnosti jedince. Současně reflektovala nejběžnější bimanuální provádění běžných denních činností a zkoumala tak roboticky asistovaný přístup zaměřený bimanuálně.

Výsledky studie ukazují, že bimanuální roboticky asistovaná terapie má vliv na funkci horní končetiny po získaném poškození mozku v subakutní fázi onemocnění. Byla přijata hypotéza H2 hodnocená MAS, že mezi skupinami s bimanuálním a unimanuálním roboticky asistovaným přístupem byl statisticky významný rozdíl ve funkčním využití paretické horní končetiny po ukončení intervence s RAR i jeden měsíc po tomto ukončení. Další hypotéza hodnocená MAL sice byla zamítnuta na hladině 5 %, ale marginálně významně (na hladině významnosti  $p = 0,10$ ) došlo k funkčnímu zlepšení u pacientů s bimanuálním přístupem oproti skupině s unimanuálním přístupem i dle druhého funkčního testu. Po ukončení terapie došlo ke statisticky významné změně na 5% hladině významnosti ve svalové síle ramene a jeden měsíc po ukončení ke statisticky významné změně svalové síly pro oblast lokte ve prospěch skupiny s bimanuální roboticky asistovanou terapií. Na 10% hladině významnosti došlo ke zlepšení celkové svalové síly paretické horní končetiny v obou časech hodnocení.

Výsledky této studie tedy ukazují, že využití bimanuálního přístupu roboticky asistované terapie v kombinaci s akčně-observační terapií ovlivňuje funkci horní končetiny oproti unimanuálnímu roboticky asistovanému přístupu u pacientů v subakutním stádiu po získaném poškození mozku.

Je však nutné zohlednit, že během roboticky asistované terapie současně probíhala i konvenční terapie v obou skupinách. Na základě této studie, ale i publikovaných zahraničních studií, se ukazuje, že roboticky asistovaná terapie není superiorní nad terapií konvenční, ale obě terapie mohou vykazat velmi dobrý efekt ve vzájemné kombinaci.

Pro další studie by bylo vhodné ověření výsledků i u pacientů v chronické fázi po cévní mozkové příhodě, kterých je v České republice stále velké množství, a právě tito pacienti by mohli z tohoto typu terapie potencionálně profitovat. Pro potvrzení výsledků by bylo vhodné prokázat nejen klinické funkční změny, ale i neuroplastické změny a současně se zaměřit na využití některé z dostupných zobrazovacích metod.



## 8 Seznam bibliografických zdrojů

- ALBERTS, Jay L.; WOLF, Steven L. The use of kinetics as a marker for manual dexterity after stroke and stroke recovery. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2009, 16.4: 223-236 [cit. 24.2.2021]. Dostupné z DOI: 10.1310/tsr1604-223
- ALMEIDA, Sara Regina Meira, et al. Brain connectivity and functional recovery in patients with ischemic stroke. *Journal of Neuroimaging* [online]. 2017, 27.1: 65-70 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z DOI: 10.1111/jon.12362
- ANGEROVA, Yvona, et al. Utilization of ADL performance tests to predict expected functional status in patients after stroke. *Journal of Nursing and Social Sciences related to Health and Illness* [online]. 2021, 23 [cit. 25.6.2021]. ISSN 1212-4117. Dostupné z DOI: 10.32725/kont.2021.022
- ARYA, Kamal Narayan, et al. Rehabilitation methods for reducing shoulder subluxation in post-stroke hemiparesis: a systematic review. *Topics in stroke rehabilitation* [online], 2018, 25.1: 68-81 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1383712>
- ASTRUP, Jens; SIESJÖ, Bo K.; SYMON, Lindsay. Thresholds in cerebral ischemia-the ischemic penumbra. *Stroke* [online]. 1981, 12.6: 723-725 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.12.6.723>
- BALDASSARRE, Antonello, et al. Large-scale changes in network interactions as a physiological signature of spatial neglect. *Brain*, 2014, 137.12: 3267-3283. ISSN 1460-2156
- BALDASSARRE, Antonello, et al. Brain connectivity and neurological disorders after stroke. *Current opinion in neurology* [online]. 2016a, 29.6: 706 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z DOI: 10.1097/WCO.0000000000000396
- BALDASSARRE, Antonello, et al. Dissociated functional connectivity profiles for motor and attention deficits in acute right-hemisphere stroke. *Brain* [online]. 2016b, 139.7: 2024-2038 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/brain/aww107>
- BANG, Oh Young, et al. Impact of collateral flow on tissue fate in acute ischaemic stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2008, 79.6: 625-629 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z DOI: 10.1136/jnnp.2007.132100
- BARON, Jean-Claude. Protecting the ischaemic penumbra as an adjunct to thrombectomy for acute stroke. *Nat Rev Neuro* [online]. 2018, 14: 325-337 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1038/s41582-018-0002-2>.

BEAULÉ, Vincent; TREMBLAY, Sara a THÉORET, Hugo. Interhemispheric control of unilateral movement. *Neural plasticity* [online]. 2012, 2012 [cit. 24.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1155/2012/627816>

BEEBE, Justin A.; LANG, Catherine E. Active range of motion predicts upper extremity function 3 months after stroke. *Stroke* [online]. 2009, 40.5: 1772-1779 [cit. 21.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.536763>

BERNOCCHI, Palmire, et al. [online]. 2018, Home-based hand rehabilitation with a robotic glove in hemiplegic patients after stroke: a pilot feasibility study. *Topics in stroke rehabilitation*, 2018.25.2: 114-119 [cit. 20.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1389021>

BISSOLOTTI, Luciano et al. Changes in skeletal muscle perfusion and spasticity in patients with poststroke hemiparesis treated by robotic assistance (Gloreha) of the hand. *Journal of physical therapy science* [online]. 2016, 28.3: 769-773 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1589/jpts.28.769>

BLENNERHASSETT, Jannette M.; GYNGELL, Karen; CREAN, Rachael. Reduced active control and passive range at the shoulder increase risk of shoulder pain during inpatient rehabilitation post-stroke: an observational study. *Journal of physiotherapy* [online]. 2010, 56.3: 195-199 [cit. 20.6.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(10\)70025-4](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(10)70025-4)

BODDINGTON, Laura J.; REYNOLDS, J. N. J. Targeting interhemispheric inhibition with neuromodulation to enhance stroke rehabilitation. *Brain stimulation* [online]. 2017, 10.2: 214-222 [cit. 24.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.brs.2017.01.006>

BOHANNON, Richard W. Motricity index scores are valid indicators of paretic upper extremity strength following stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 1999, 11.2: 59-61 [cit. 25.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1589/jpts.11.59>

BOOMKAMP-KOPPEN, H. GM, et al. Poststroke hand swelling and oedema: prevalence and relationship with impairment and disability. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2005, 19.5: 552-559 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1191/0269215505cr846oa>

BOROOJERDI, Babak; DIEFENBACH, Klaus a FERBERT, Andreas. Transcallosal inhibition in cortical and subcortical cerebral vascular lesions. *Journal of the neurological science* [online]. 1996, 144.1-2: 160-170 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0022-510X\(96\)00222-5](https://doi.org/10.1016/S0022-510X(96)00222-5)

BROWN, Jeffrey A., et al. Motor cortex stimulation for the enhancement of recovery from stroke: a prospective, multicenter safety study. *Neurosurgery* [online]. 2006, 58.3: 464-473 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000197100.63931.04>

BRUNNER, Iris C., et al. Plasticity and response to action observation: a longitudinal fMRI study of potential mirror neurons in patients with subacute stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2014, 28.9: 874-884 [cit. 20.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968314527350>

BUCCINO, Giovanni. Action observation treatment: a novel tool in neurorehabilitation. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. 2014, 369.1644: 20130185 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1098/rstb.2013.0185>

BUCH, Ethan, et al. Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke. *Stroke* [online]. 2008, 39.3: 910-917 [cit. 19.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.505313>

BURGAR, Charles G., et al. Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 2000, 37.6: 663-674 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://www.rehab.research.va.gov/JOUR/00/37/6/pdf/burgar.pdf>

BURGAR, Charles G., et al. Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of Veterans Affairs multisite clinical trial. *J Rehabil Res Dev* [online]. 2011, 48.4: 445-458 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z DOI:10.1682/JRRD.2010.04.0062

BÜTEFISCH, Cathrin M, et al. Remote changes in cortical excitability after stroke. *Brain* [online]. 2003, 126.2: 470-481 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awg044>

BÜTEFISCH, Cathrin M., et al. Relationship between interhemispheric inhibition and motor cortex excitability in subacute stroke patients. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2008, 22.1: 4-21 [cit. 15.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968307301769>

CALABRÒ Roccas, et al. Does hand robotic rehabilitation improve motor function by rebalancing interhemispheric connectivity after chronic stroke? Encouraging data from a randomised-clinical-trial. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2019, 130.5:767-80 [cit. 3.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.02.013>

CALAUTTI, Cinzia; BARON, Jean-Claude. Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review. *Stroke* [online]. 2003, 34.6: 1553-1566 [cit. 21.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000071761.36075.A6>

CAMPO, Pablo, et al. Remote effects of hippocampal sclerosis on effective connectivity during working memory encoding: a case of connectional diaschisis?. *Cerebral cortex*, [online]. 2012, 22.6: 1225-1236 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/cercor/bhr201>

CARR, Janet H., et al. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Physical therapy* [online]. 1985, 65.2: 175-180 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/ptj/65.2.175>

CARRERA, Emmanuel; TONONI, Giulio. Diaschisis: past, present, future. *Brain* [online]. 2014, 137.9: 2408-2422 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awu101>

CARSON, Richard G., et al. Excitability changes in human forearm corticospinal projections and spinal reflex pathways during rhythmic voluntary movement of the opposite limb. *The Journal of physiology* [online]. 2004, 560.3: 929-940 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.069088>

CARTER, Alex R., et al. Resting interhemispheric functional magnetic resonance imaging connectivity predicts performance after stroke. *Annals of neurology* [online]. 2010, 67.3: 365-375 [cit. 5.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/ana.21905>

CASPERS, Svenja, et al. ALE meta-analysis of action observation and imitation in the human brain. *Neuroimage* [online]. 2010, 50: 1148-1167 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.12.112>

CAURAUGH, James H.; SUMMERS, Jeffery J. Neural plasticity and bilateral movements: a rehabilitation approach for chronic stroke. *Progress in neurobiology* [online]. 2005, 75.5: 309-320 [cit. 4.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2005.04.001>

CAURAUGH, James H.; KIM, Sang-Bum a SUMMERS, Jeffery J. Chronic stroke longitudinal motor improvements: cumulative learning evidence found in the upper extremity. *Cerebrovascular Diseases* [online]. 2008, 25.1-2: 115-121 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1159/000112321>

CAURAUGH, James. H. et al. Bilateral Movement Training and Stroke Motor Recovery Progress: A Structured Review and Meta-Analysis. *Human Movement Science* [online]. 2010, 29.5, 853–870 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <http://doi.org/10.1016/j.humov.2009.09.004>

CISEK, Paul; CRAMMOND, Donald J.; KALASKA, John F. Neural activity in primary motor and dorsal premotor cortex in reaching tasks with the contralateral versus ipsilateral arm. *Journal of neurophysiology* [online]. 2003, 89.2: 922-942 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1152/jn.00607.2002>

COLLIN C, WADE DT. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1990, 53.7: 576-9 [cit. 18.2.2021]. Dostupné z <http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.53.7.576>

CONFORTO, Adriana B.; KAELIN-LANG, Alain; COHEN, Leonardo G. Increase in hand muscle strength of stroke patients after somatosensory stimulation. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society* [online]. 2002, 51.1: 122-125 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/ana.10070>

CONFORTO, Adriana B., et al. Effects of somatosensory stimulation on motor function after subacute stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2010, 24.3: 263-272 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968309349946>

COOTE, Susan, et al. The effect of the GENTLE/s robot-mediated therapy system on arm function after stroke. *Clinical rehabilitation* [online]. 2008, 22.5: 395-405 [cit. 15.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215507085060>

COUPAR, Fiona, et al. Simultaneous bilateral training for improving arm function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2010, 4 [cit. 23.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006432.pub2>

COUPAR, Fiona, et al. Predictors of upper limb recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation* [online]. 2012, 26.4: 291-313 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215511420305>

CRUZ, E. G.; WALDINGER, H. C. a KAMPER, D. G; Kinetic and kinematic workspaces of the index finger following stroke. *Brain* [online]. 2005, 128.5: 1112–1121 [cit. 20.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awh432>

DEBAERE, Filiep, et al. Cerebellar and premotor function in bimanual coordination: parametric neural responses to spatiotemporal complexity and cycling frequency. *Neuroimage* [online]. 2004, 21.4: 1416-1427 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2003.12.011>

DEMARIN, Vida; MOROVIĆ, SANDRA. Neuroplasticity. *Periodicum biologorum*, 2014, 116.2: 209-211. ISSN 0031-5362

DESROSIERS, Johanne, et al. Validation of the Box and Block Test as a measure of dexterity of elderly people: reliability, validity, and norms studies. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1994, 75.7: 751-755 [cit. 24.2.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90130-9](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90130-9)

DEWALD, Julius. P.; BEER, Randall. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve* [online]. 2001, 24:273-283 [cit. 20.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200102\)24:2<273::AID-MUS130>3.0.CO;2-Z](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200102)24:2<273::AID-MUS130>3.0.CO;2-Z)

DIMYAN, Michael A.; COHEN, Leonardo G. Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nature Reviews Neurology* [online]. 2011, 7.2: 76 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1038/nrneuro.2010.200>

DI PINO, Giovanni, et al. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation. *Nature Reviews Neurology* [online]. 2014, 10.10: 597-608 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1038/nrneuro.2014.162>

DUQUE, Julie, et al. Transcallosal inhibition in chronic subcortical stroke. *Neuroimage* [online]. 2005, 28.4: 940-946 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.06.033>

EDWARDS, Sandra J.; BUCKLAND, Donna J. a MCCOY-POWLEN, Jenna D. *Developmental and functional hand grasps*. Slack, 2002. ISBN 978-1556425448

EHLER, Edvard, et al. Spasticita-klinické škály. *Neurologie pro praxi*, 2015, 16.1: 20-23. ISSN 1213-1814

ERTELT, Denis, et al. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *Neuroimage* [online]. 2007, 36: T164-T173 [cit. 18.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.03.043>

FASOLI, Susan E., et al. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2003, 84.4: 477-482 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50110>

FAYAZI Maryam, et al. Test-retest reliability of Motricity Index strength assessments for lower extremity in post stroke hemiparesis. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran* [online]. 2012, 26.1: 27 [cit. 3.2.2021]. PMID: 23483112

FAZIO, Patrik, et al. Encoding of human action in Broca's area. *Brain* [online]. 2009, 132.7: 1980-1988 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awp118>

FINGER, Stanley; KOEHLER, Peter J.; JAGELLA, Caroline. The Monakow concept of diaschisis: origins and perspectives. *Archives of Neurology* [online]. 2004, 61.2: 283-288 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z DOI:10.1001/archneur.61.2.283

FOWLER, Nikola. K.; NICOL, A. C. A biomechanical analysis of the rheumatoid index finger after joint arthroplasty. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, 17.5: 400-405 [cit. 20.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00061-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00061-1)

GÁL, Ota, HOSKOVCOVÁ, Martina a JECH, Rober. *Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2015, vol. 22, no. 3, s. 101-127. ISSN: 1805-4552.

GANDOLLA, Marta, et al. Technical validation of an integrated robotic hand rehabilitation device: finger independent movement, EMG control, and EEG-based biofeedback. In: *2016 IEEE 2nd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry Leveraging a better tomorrow (RTSI)*. IEEE, 2016. p. 1-5 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z DOI: 10.1109/RTSI.2016.7740598.

GARRISON, Kathleen Alice, et al. Modulating the motor system by action observation after stroke. *Stroke* [online]. 2013, 44.8: 2247-2253 [cit. 5.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.113.001105>

GERLOFF, Christian, et al. Functional coupling and regional activation of human cortical motor areas during simple, internally paced and externally paced finger movements. *Brain: a journal of neurology* [online]. 1998, 121.8: 1513-1531 [cit. 18.6.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/121.8.1513>

GILLEN, G. et al., 2016. *Stroke rehabilitation: A Function-Based Approach*. Fourth edition. St. Louis: Mosby. ISBN: 978-0-323-17281-3

GRAEF, Patricia, et al. Transcranial magnetic stimulation combined with upper-limb training for improving function after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the neurological sciences* [online]. 2016, 369: 149-158 [cit. 18.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.08.016>

GREFKES, Christian, et al. Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging. *Annals of neurology* [online]. 2008, 63.2: 236-246 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/ana.21228>

GREFKES, Christian; FINK, Gereon R. Connectivity-based approaches in stroke and recovery of function. *The Lancet Neurology* [online]. 2014, 13.2: 206-216 [cit. 15.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(13\)70264-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(13)70264-3)

GUGGISBERG, Adrian G., et al. Brain networks and their relevance for stroke rehabilitation. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2019, 130.7:1098-124 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.04.004>

HAALAND, Kathleen Y., et al. Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain* [online]. 2004, 127.5: 1145-1158 [cit. 2.7.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awh133>

HAMMER, Ann M.; LINDMARK, Birgitta. Responsiveness and validity of the Motor Activity Log in patients during the subacute phase after stroke. *Disability and rehabilitation* [online]. 2010, 32.14: 1184-1193 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3109/09638280903437253>

HAMZEI Farsin, et al. Two different reorganization patterns after rehabilitative therapy: an exploratory study with fMRI and TMS. *Neuroimage* [online]. 2006, 31.2:710-20 [cit. 16.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.12.035>

HAN, Bong Soo, et al. Functional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscular electrical stimulation on wrist extensor muscles. *American journal of physical medicine & rehabilitation* [online]. 2003, 82.1: 17-20 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z DOI:10.1097/01.PHM.0000043516.69441.15

HARMSSEN, Wouter J. et al. A mirror therapy–based action observation protocol to improve motor learning after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2015, 29.6:509-516 [cit. 20.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968314558598>

HARRIS-LOVE, Michelle L.; HARRINGTON, Rachael M. Non-invasive brain stimulation to enhance upper limb motor practice poststroke: a model for selection of cortical site. *Frontiers in Neurology* [online]. 2017, 8: 224 [cit. 16.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00224>

HESSE, Stefan, et al. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: a single-blinded randomized trial in two centers. *Stroke* [online]. 2005, 36.9: 1960-1966 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000177865.37334.ce>

HSIEH, Chinh-Lin, et al. Inter-rater reliability and validity of the action research arm test in stroke patients. *Age and ageing* [online]. 1998, 27.2: 107-13 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/ageing/27.2.107>



HSIEH, Yu-wei, et al. Sequencing bilateral robot-assisted arm therapy and constraint-induced therapy improves reach to press and trunk kinematics in patients with stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2016, 13.1: 1-9. ISSN: 17430003.

HORTOBÁGYI, Tibor, et al. Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of neurophysiology* [online]. 2003, 90.4: 2451-2459 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1152/jn.01001.2002>

HU, Xiao-Ling, et al. Wrist rehabilitation assisted by an electromyography-driven neuromuscular electrical stimulation robot after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2015, 29.8: 767-776 [cit. 21.6.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968314565510>

HUANG, He; WOLF, Steven L.; HE, Jiping. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2006, 3.1: 11 [cit. 21.4.2021]. ISSN: 17430003. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-11>

CHANG, Jer-Hao; HO, Kun-Yueh a SU, Fong-Chin. Kinetic analysis of the thumb in jar-opening activity among female adults. *Ergonomics* [online]. 2008, 51.6: 843-857 [cit. 23.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1080/00140130701763621>

CHANG, Pyung Hun, et al. Stochastic estimation of human arm impedance using robots with nonlinear frictions: An experimental validation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* [online]. 2012, 18.2: 775-786 [cit. 21.4.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/TMECH.2012.2184767.

CHEN, Robert; COHEN, L. G. a HALLETT, Mark. Nervous system reorganization following injury. *Neuroscience* [online]. 2002, 111.4: 761-773 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0306-4522\(02\)00025-8](https://doi.org/10.1016/S0306-4522(02)00025-8)

CHEN, Hui-Mei, et al. Test-retest reproducibility and smallest real difference of 5 hand function tests in patients with stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2009, 23.5: 435-440 [cit. 15.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968308331146>

CHEN, Hui-fang, et al. Rasch validation and predictive validity of the action research arm test in patients receiving stroke rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2012, 93.6: 1039-1045 [cit. 14.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.033>

CHEN, Joyce L.; SCHLAUG, Gottfried. Resting state interhemispheric motor connectivity and white matter integrity correlate with motor impairment in chronic stroke. *Frontiers in*

*neurology* [online]. 2013, 4: 178 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3389/fneur.2013.00178>

CHEN, Meifan; ZHENG, Binhai. Axon plasticity in the mammalian central nervous system after injury. *Trends in neurosciences* [online]. 2014, 37.10: 583-593 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.tins.2014.08.008>

CHEN, Zejian, et al. Action observation treatment-based exoskeleton (AOT-EXO) for upper extremity after stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* [online]. 2021, 22.1:1-8 [cit. 14.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/s13063-021-05176-x>

INDROGENET SRL. *User manual Gloreha professional 2 – E*. 2017. 196s

JAN, Shafqatullah, et al. A randomized control trial comparing the effects of motor relearning programme and mirror therapy for improving upper limb motor functions in stroke patients. *JPMA*, 2019, 69.1242. ISSN 0030-9982.

JÄNCKE, Lutz, et al. fMRI study of bimanual coordination. *Neuropsychologia* [online]. 2000, 38.2: 164-174 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0028-3932\(99\)00062-7](https://doi.org/10.1016/S0028-3932(99)00062-7)

JEANNEROD, Marc. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *NeuroImage* [online]. 2001, 14: 103–S109 [cit. 20.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0832>

JOHNSON Michelle, Designing a robotic stroke therapy device to motivate use of the impaired limb. In: MOKHTARI, M. *Integration of Assistive Technology in the Information Age: ICORR'2001, 7th International Conference on Rehabilitation Robotics* [online]. IOS Press, 2001. p. 123-132 [cit. 21.2.2021].

JOHNSON, Michelle J. Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006a, 3.1: 29. ISSN 17430003.

JOHNSON, Michelle. J., et al. Development of ADLER: The activities of daily living exercise robot. In: *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006b. BioRob 2006*. IEEE, 2006. p. 881-886. ISSN: 2155-1774

JOHANSSON, Barbro. Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurologica Scandinavica* [online]. 2011, 123.3: 147-159 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1111/j.1600-0404.2010.01417.x>

JONES R., et al. *Netter's Neurology E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2011. ISBN 9781437721614

KALVACH, Pavel, et al. *Mozkové ischemie a hemoragie: 3. přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2010. ISBN: 978-80-247-2765-3.

KANG, Sang Hoon; ZHANG, Li-Qun. Robust identification of multi-joint human arm impedance based on dynamics decomposition: A modeling study. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, 4453-4456 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091104.

KARNER, Jakob; REICHENFELSER, Werner; GFOEHLER, Margit. Kinematic and kinetic analysis of human motion as design input for an upper extremity bracing system. *Biomedical Engineering* [online]. 2012, 9.1 [cit. 20.3.2021]. Dostupné z DOI: 10.2316/J.2012.216.764-0105

KATZ, Richard T., et al. Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1992, 73.4: 339-347 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(92\)90007-J](https://doi.org/10.1016/0003-9993(92)90007-J)

KIM, Hyunchul, et al. Kinematic data analysis for post-stroke patients following bilateral versus unilateral rehabilitation with an upper limb wearable robotic system. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* [online]. 2012, 21.2: 153-164 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z DOI: 10.1109/TNSRE.2012.2207462

KIPER, Pawel, et al. Computational models and motor learning paradigms: Could they provide insights for neuroplasticity after stroke? An overview. *Journal of the neurological sciences* [online]. 2016, 369: 141-148 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.08.019>

KIRAN, Swathi. What is the nature of poststroke language recovery and reorganization?. *International Scholarly Research Notices* [online]. 2012, 2012: 13 [cit. 24.5.2021]. Dostupné z doi:10.5402/2012/786872

KLEIM, Jeffrey A., BARBAY, Scott a NUDO, Randolph. Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning. *J Neurophysiol* [online]. 1998; 80: 3321-3325 [cit.20.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.6.3321>

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-807-2626-571.

KOSKI, Lisa; MERNAR, Thomas a DOBKIN, Bruce H. Immediate and long-term changes in corticomotor output in response to rehabilitation: correlation with functional improvements in

chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2004, 18.4: 230-249 [cit. 16.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968304269210>

KOUSIDOU, S., et al. Task-orientated biofeedback system for the rehabilitation of the upper limb. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics* [online]. IEEE, 2007. p. 376-384 [cit. 20.5.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/ICORR.2007.4428453.

KREBS, Hermano I., et al. Robot-aided neurorehabilitation: from evidence-based to science-based rehabilitation. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2002, 8.4: 54-70 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1310/6177-QDJJ-56DU-0NW0>

KREBS, Hermano Igo, et al. Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* [online]. 2007, 15.3: 327-335 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/TNSRE.2007.903899.

KULIŠŤÁK, Petr. *Neuropsychologie. 2., aktualiz. a přeprac. vyd.* Praha: Portál, 2011. s.76–77. ISBN 978-807-3678-913.

KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn a LINDEMAN, Eline. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restor Neurol Neurosci.* 2004; 22: 281–99. ISSN 0922-6028

KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn J. a KREBS, Hermano I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2008, 22.2: 111-121 [cit. 15.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968307305457>

LANG, Catherine E.; BEEBE, Justin A. Relating movement control at 9 upper extremity segments to loss of hand function in people with chronic hemiparesis. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2007, 21.3: 279-291 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968306296964>

LANG, Catherine E., et al. Estimating minimal clinically important differences of upper-extremity measures early after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2008, 89.9: 1693-1700 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.02.022>

LANG, Catherine E., et al. Observation of amounts of movement practice provided during stroke rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2009, 90.10: 1692-1698 [cit. 21.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.005>

LANG, Catherine E., et al. Assessment of upper extremity impairment, function, and activity after stroke: foundations for clinical decision making. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2013, 26.2: 104-115 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.jht.2012.06.005>

LANGHORNE, Peter; BERNHARDT, Julie a KWAKKEL, Gert. Stroke rehabilitation. *The Lancet* [online]. 2011, 377.9778: 1693-1702 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)

LEASURE, J. Leigh; SCHALLERT, Timothy. Consequences of forced disuse of the impaired forelimb after unilateral cortical injury. *Behavioural brain research* [online]. 2004, 150.1-2: 83-91 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0166-4328\(03\)00254-7](https://doi.org/10.1016/S0166-4328(03)00254-7)

LEE, Hsin-Chieh, et al. Effects of Robot-Assisted Rehabilitation on Hand Function of People With Stroke: A Randomized, Crossover-Controlled, Assessor-Blinded Study. *American Journal of Occupational Therapy* [online]. 2021, 75.1: 7501205020p1-7501205020p11 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z: Dostupné z <https://doi.org/10.5014/ajot.2021.038232>

LEVY, Robert, et al. Cortical stimulation for the rehabilitation of patients with hemiparetic stroke: a multicenter feasibility study of safety and efficacy. *Journal of neurosurgery* [online]. 2008, 108.4: 707-714 [cit. 18.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3171/JNS/2008/108/4/0707>

LEWIS, Gwyn; Eric J. Perreault. An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2009, 17.6:595-604 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/TNSRE.2009.2029315.

LIN, Keh-chung; WU, Ching-yi; HSIEH, Yu-wei. Responsiveness and validity of three dexterous function measures in. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 2010, 47.6-9: 563 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z DOI:10.1682/JRRD.2009.09.0155

LIAO, Wan-wen, et al. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation on daily function and real-world arm activity in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* [online]. 2012, 26.2: 111-120 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215511416383>

LIPPERT-GRÜNER, Marcela. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-726-2317-6.

LOUREIRO, Rui, et al. Using haptics technology to deliver motivational therapies in stroke patients: Concepts and initial pilot studies. In: *Proceedings of EuroHaptics* [online]. 2001. p. 6 [cit. 18.3.2021].

LOUREIRO, Rui; AMIRABDOLLAHIAN, Farshid a HARWIN, William. 22 A Gentle/S Approach to Robot Assisted Neuro-Rehabilitation. In: *Advances in Rehabilitation Robotics* Springer, Berlin, Heidelberg, 2004, 347-363. ISBN 978-3-540-21986-6

LOUREIRO, Rui, et al. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical & biological engineering & computing* [online]. 2011, 49.10: 1103 [cit. 21.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0797-0>

LOUBINOUX, I., et al. Cerebral imaging of post-stroke plasticity and tissue repair. *Revue neurologique* [online]. 2017, 173.9: 577-583 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neurol.2017.09.007>

LÜDEMANN-PODUBECKÁ, Jitka; NOWAK, Dennis Alexander. Mapping cortical hand motor representation using TMS: A method to assess brain plasticity and a surrogate marker for recovery of function after stroke?. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 2016, 69: 239-251 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.07.006>

LUM, Peter, et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2002a, 8.4: 40-53 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1310/9KFM-KF81-P9A4-5WW0>

LUM, Peter, et al. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 2002b; 83: 952–9 [cit. 14.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.33101>

LUM, Peter, et al. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 2006, 43.5: 631 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z DOI: 10.1682/JRRD.2005.02.0044

MALOUIN, Francine, et al. Evaluating motor recovery early after stroke: comparison of the Fugl-Meyer Assessment and the Motor Assessment Scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1994, 75.11: 1206-1212 [cit. 3.4.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90006-X](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90006-X)

MANCUSO, Mauro, et al. Action Observation Therapy for Upper Limb Recovery in Patients with Stroke: A Randomized Controlled Pilot Study. *Brain Sciences* [online]. 2021, 11.3: 290 [cit. 25.6.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3390/brainsci11030290>

MARCHAL-CRESPO, Laura; REINKENSMEYER, David. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and*

*rehabilitation* [online]. 2009, 6.1: 1-15 [cit. 16.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-20>

MARSHALL, Randolph S., et al. Evolution of cortical activation during recovery from corticospinal tract infarction. *Stroke* [online]. 2000, 31.3: 656-661 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.31.3.656>

MASIERO, Stefano, et al. The value of robotic systems in stroke rehabilitation. *Expert review of medical devices* [online]. 2014, 11.2: 187-198 [cit. 21.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1586/17434440.2014.882766>

MENON, Bijoy K., et al. Assessment of leptomeningeal collaterals using dynamic CT angiography in patients with acute ischemic stroke. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism* [online]. 2013, 33.3: 365-371 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1038/jcbfm.2012.171>

MERCIERAND, Catherine; BOURBONNAIS, Daniel. Relative shoulder flexor and hand grip strengt his related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2004, 18.2: 215-221 [cit. 20.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1191/0269215504cr724oa>  
MZ ČR [MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČR]. Věstník MZ ČR 2/2010. Ministerstvo zdravotnictví ČR: 2010.

MITEFF, Ferdinand, et al. The independent predictive utility of computed tomography angiographic collateral status in acute ischaemic stroke. *Brain* [online]. 2009, 132.8: 2231-2238 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awp155>

MONTECCHI Giulia Maria, et al. Is Passive Mobilization Robot-Assisted Therapy Effective in Upper Limb Motor Recovery in Patients with Acquired Brain Injury? A Randomized Crossover Trial. *International Journal of Physical Therapy & Rehabilitation* [online]. 2016, 2016 [cit. 23.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.15344/2455-7498/2016/114>

MORRIS, Jacqui H., et al. A comparison of bilateral and unilateral upper-limb task training in early poststroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2008, 89.7: 1237-1245 [cit. 22.5.2021]. Dostupné z <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.039>

MOUAWAD, Marie R., et al. Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: a pilot study. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2011, 43.6: 527-533 [cit. 21.5.2021]. Dostupné z DOI: 10.2340/16501977-0816

MUDIE, M. Heather; MATYAS, Thomas A. Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by

stroke?. *Disability and rehabilitation* [online]. 2009, 22.1-2: 23-37 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1080/096382800297097>

MURASE, Nagako, et al. Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society* [online]. 2004, 55.3: 400-409 [cit. 21.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/ana.10848>

MURPHY, Alt Margit; HÄGER, Charlotte K. Kinematic analysis of the upper extremity after stroke – how far have we reached and what have we grasped?. *Physical Therapy Reviews* [online]. 2015, 20.3: 137-155 [cit. 20.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1179/1743288X15Y.0000000002>

NADEAU, Stephen E. Neuroplastic mechanisms of language recovery after stroke. *Cognitive plasticity in neurologic disorders*, 2014, 61-84. ISBN 9780199965243

NATIONAL STROKE FOUNDATION, et al. *Clinical guidelines for stroke management 2010*. National Stroke Foundation, Melbourne, 2010. ISBN 978-0-9805-933-3-4.

NIJLAND, Rinske, et al. A comparison of two validated tests for upper limb function after stroke: The Wolf Motor Function Test and the Action Research Arm Test. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2010, 42.7: 694-696 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z DOI: 10.2340/16501977-0560

NOJIMA, Ipppei, et al. Action observation with kinesthetic illusion can produce human motor plasticity. *European journal of neuroscience* [online]. 2015, 41.12: 1614-1623 [cit. 19.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1111/ejn.12921>

NUDO, Randolph J. Plasticity. *NeuroRx* [online]. 2006, 3.4: 420-427 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.nurx.2006.07.006>

NUDO, Randolph J.; Plautz, Erik a Frost, Shawn. Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. *Muscle Nerve* [online]. 2001; 24: 1000-1019 [cit. 3.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/mus.1104>

O'DELL, Michael W., et al. A psychometric evaluation of the Arm Motor Ability Test. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2013, 45.6: 519-527 [cit. 25.5.2021]. Dostupné z DOI: 10.2340/16501977-1138

ORIHUELA-ESPINA, Felipe, et al. Robot training for hand motor recovery in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2016, 29.1: 51-57 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.jht.2015.11.006>



PAGE, Stephen J., et al. Modified constraint-induced therapy after subacute stroke: a preliminary study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2002, 16.3: 290-295 [cit. 23.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/154596830201600307>

PAGE, Stephen J.; HADE, Erinn a PERSCH, Andrew. Psychometrics of the wrist stability and hand mobility subscales of the Fugl-Meyer assessment in moderately impaired stroke. *Physical therapy* [online]. 2015, 95.1: 103-108 [cit. 21.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.2522/ptj.20130235>

PALMER, E.; ASHBY, P. Corticospinal projections to upper limb motoneurons in humans. *The Journal of physiology* [online]. 1992, 448.1: 397-412 [cit. 4.4..2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1992.sp019048>

PARK, Chang-hyun, et al. Longitudinal changes of resting-state functional connectivity during motor recovery after stroke. *Stroke* [online]. 2011, 42.5: 1357-1362 [cit. 3.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.596155>

PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. Brno: CERM, 2002. ISBN 80-7204-266-1.

PENG, Tzu-Hsuan, et al. Action observation therapy for improving arm function, walking ability, and daily activity performance after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation* [online]. 2019, 33.8: 1277-1285 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215519839108>

PIKE, Shannon, et al. A systematic review of the psychometric properties of the Action Research Arm Test in neurorehabilitation. *Australian occupational therapy Journal* [online]. 2018, 65.5: 449-471 [cit. 24.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1111/1440-1630.12527>

PLOW, Ela B., et al. Within-limb somatotopy in primary motor cortex—revealed using fMRI. *Cortex* [online]. 2010, 46.3: 310-321 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2009.02.024>

PRIEUR, Jacques; BARBU, Stéphanie; BLOIS-HEULIN, Catherine. Assessment and analysis of human laterality for manipulation and communication using the Rennes laterality questionnaire. *Royal Society open science* [online]. 2017, 4.8: 170035 [cit. 24.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1098/rsos.170035>

QIUYANG, Qian., et al. Distal versus proximal—an investigation on different supportive strategies by robots for upper limb rehabilitation after stroke: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2019, 16.1: 1-16 [cit. 20.6.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0537-5>

REHME, Anne K., et al. Dynamic causal modeling of cortical activity from the acute to the chronic stage after stroke. *Neuroimage* [online]. 2011, 55.3: 1147-1158 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.01.014>

REINKENSMEYER, David J., et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide. *J Rehabil Res Dev* [online]. 2000, 37: 653–62 [cit. 15.3.2021]. ISSN 0748-7711. Dostupné z <https://escholarship.org/uc/item/65z7c4s7>

REINKENSMEYER, David J.; EMKEN, Jeremy L. a CRAMER, Steven C. Robotics, motor learning, and neurologic recovery. *Annual review of biomedical engineering* [online]. 2004, 6 [cit. 21.5.2021]. ISSN 0748-7711. Dostupné z <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140223>

REN, Yupeng, et al. Developing a multi-joint upper limb exoskeleton robot for diagnosis, therapy, and outcome evaluation in neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2012, 21.3: 490-499 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/TNSRE.2012.2225073.

RENNER, Caroline IE, et al. Intracortical excitability after repetitive hand movements is differentially affected in cortical versus subcortical strokes. *Journal of Clinical Neurophysiology* [online]. 2009, 26.5: 348-357 [cit. 28.3.2021]. Dostupné z doi: 10.1097/WNP.0b013e3181baaa86

RIZZOLATTI, Giacomo; CRAIGHERO, Laila. The mirror-neuron system. *Annu. Rev. Neurosci* [online]. 2004, 27: 169-192 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230>

ROSSINI, Paolo Maria; PAURI, Flavia. Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanisms of sensorimotor areas ‘plastic’ reorganisation. *Brain research Reviews* [online]. 2000, 33.2-3: 131-154 [cit. 20.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0169-328X\(00\)00090-5](https://doi.org/10.1016/S0169-328X(00)00090-5)

SAINBURG, Robert L. Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. *Experimental brain research* [online]. 2002, 142.2: 241-258 [cit. 4.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0913-8>

SAINBURG, Robert L.; DUFF, Susan. Does motor lateralization have implications for stroke rehabilitation? *J Rehab Res and Dev* [online]. 2006;43(3):311-322 [cit. 2.7.2021]. DOI: 10.1682/JRRD.2005.01.0013

SAITA, Kazuya, et al. Biofeedback effect of hybrid assistive limb in stroke rehabilitation: A proof of concept study using functional near infrared spectroscopy. *PLoS One* [online]. 2018, 13.1: e0191361 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191361>

SALE, Patrizio; CERAVOLO, Maria Gabriella a FRANCESCHINI, Marco. Action observation therapy in the subacute phase promotes dexterity recovery in right-hemisphere stroke patients. *BioMed research international* [online]. 2014 [cit. 19.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1155/2014/457538>

SALE, Patrizio; FRANCESCHINI, Marco. Action observation and mirror neuron network: a tool for motor stroke rehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med* [online]. 2012, 48.2: 313-8 [cit. 26.3.2021]. PMID: 22522432

SALEH, Soha, et al. Neural patterns of reorganization after intensive robot-assisted virtual reality therapy and repetitive task practice in patients with chronic stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. 2017, 8:452 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00452>

SANDVIG I., et al. Neuroplasticity in stroke recovery. The role of microglia in engaging and modifying synapses and networks. *European Journal of Neuroscience* [online]. 2018 Jun;47(12):1414-28 [cit. 2.2.2021]. Dostupné z DOI: 10.1111/ejn.13959

SERPELLONI, Mauro, et al. Preliminary study of a robotic rehabilitation system driven by EMG for hand mirroring. In *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* [online]. 2016, pp. 1-6 [cit. 19.3.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/MeMeA.2016.7533730.

SAWAKI, Lumy, et al. Effects of somatosensory stimulation on use-dependent plasticity in chronic stroke. *Stroke* [online]. 2006, 37.1: 246-247 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000195130.16843.ac>

SHIMIZU, Toshio, et al. Motor cortical disinhibition in the unaffected hemisphere after unilateral cortical stroke. *Brain* [online]. 2002, 125.8: 1896-1907 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awf183>

SCHAECHTER, Judith D. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. *Progress in Neurobiology* [online]. 2004,73(1):61-72 [cit. 21.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2004.04.001>

SCHIEBER, Marc H., et al. Selective activation of human finger muscles after stroke or amputation. *Progress in Motor Control* [online]. Springer, Boston, 2009, 559-575 [cit. 27.5.2021]. Dostupné z DOI: 10.1007/978-0-387-77064-2\_30

SCHWEIGHOFER, Nicolas, et al. Task-oriented rehabilitation robotics. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2012, 91.11: S270-S279 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z doi: 10.1097/PHM.0b013e31826bcd42

SIEGEL, Joshua Sarfaty, et al. Disruptions of network connectivity predict impairment in multiple behavioral domains after stroke. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2016, 113.30: E4367-E4376 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1073/pnas.1521083113>

SIMKINS, Matt, et al. Robotic unilateral and bilateral upper-limb movement training for stroke survivors afflicted by chronic hemiparesis. In: *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* [online]. 2013, IEEE, 1-6 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/ICORR.2013.6650506.

SIMPSON, Lisa A.; ENG, Janice. Functional recovery following stroke: capturing changes in upper-extremity function. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2013, 27.3: 240-250 [cit. 16.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968312461719>

STINEAR, Cathy M., et al. Functional potential in chronic stroke patients depends on corticospinal tract integrity. *Brain* [online]. 2007, 130.1: 170-180 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awl333>

STINEAR, Cathy M., et al. Priming the motor system enhances the effects of upper limb therapy in chronic stroke. *Brain* [online]. 2008, 131.5: 1381-1390 [cit. 16.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awn051>

SUKAL, Theresa M.; DEWALD, Julius PA a ELLIS, Michael D. Use of a novel robotic system for quantification of upper limb work area following stroke. In: *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* [online]. 2006, IEEE, 5032-5035 [cit. 20.4.2021]. Dostupné z doi: 10.1109/IEMBS.2005.1615606.

SVEISTRUP, Heidi. Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2004, 1.1: 10 [cit. 16.3.2021]. ISSN 17430003. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-10>

SWINNEN, Stephan P.; DOUNSKAIA, Natalia a DUYSSENS, Jacques. Patterns of bimanual interference reveal movement encoding within a radial egocentric reference frame. *Journal of cognitive neuroscience* [online]. 2002, 14.3: 463-471 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1162/089892902317361976>

SWINNEN, Stephan P.; WENDEROTH, Nicole. Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skill. *Trends in cognitive sciences* [online]. 2004, 8.1: 18-25 [cit. 22.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.tics.2003.10.017>

ŠTĚTKÁŘOVÁ, Ivana, et al. Léčba spasticity u chronického míšního poranění. *Neurologie pro praxi* [online]. 2009, 10.3: 148-152 [cit. 20.5.2021]. ISSN 1803-5280

TAKAHASHI, Craig D., et al. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain* [online]. 2008; 131.2: 425-37 [cit. 22.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1093/brain/awm311>

TAKEUCHI, Naoyuki; IZUMI, Shin-Ichi. Maladaptive plasticity for motor recovery after stroke: mechanisms and approaches. *Neural plasticity* [online]. 2012, 2012 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1155/2012/359728>

TAKIYAMA, Ken; OKADA, Masato. Recovery in stroke rehabilitation through the rotation of preferred directions induced by bimanual movements: a computational study. *PLoS One* [online]. 2012, 7.5: e37594 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0037594>

TANG, Chaozheng, et al. Decreased functional connectivity of homotopic brain regions in chronic stroke patients: a resting state fMRI study. *PloS one* [online]. 2016, 11.4: e0152875 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0152875>

TEDESCO TRICCAS, Lisa, et al. A systematic review exploring the relationship of cortical activity and recovery of upper limb sensorimotor impairments after stroke. In: *Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. Date: 2017/11/09-2017/11/12, Location: Malta. 2017. [cit. 21.2.2021]

TRLEP, Matic. Rehabilitation robot with patient-cooperative control for bimanual training of hemiparetic subjects. *Advanced robotics* [online]. 2011 Jan; 25: 1949-1968 [cit. 24.3.2021]. Dostupné z Doi: 10.1163/016918611X588853

TROJAN, Stanislav; POKORNÝ, Jaroslav. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské listy* [online]. 1997, 98.12: 667-673 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <http://bmj.fmed.uniba.sk/1997/09812-03.pdf>

TURTON, A.; LEMON, R. N. The contribution of fast corticospinal input to the voluntary activation of proximal muscles in normal subjects and in stroke patients. *Experimental Brain Research* [online]. 1999, 129.4: 559-572 [cit. 3.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1007/s002210050926>

ÚZIS [ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR]. Hospitalizování a zemřelí na cévní nemoci mozku v ČR v letech 2003–2010. [online]. 2012. [cit. 10.11. 2020].

Dostupné z [https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/03\\_12.pdf](https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/03_12.pdf)

ÚZIS [ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR]. *Zdravotnická ročenka České republiky 2018*. 2019. ISSN 1210-9991.

VAN DER LEE, Johanna H., et al. The intra-and interrater reliability of the action research arm test: a practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2001, 82.1: 14-19 [cit. 14.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18668>

VAN DER LEE, J. H., et al. Clinimetric properties of the motor activity log for the assessment of arm use in hemiparetic patients. *Stroke* [online]. 2004, 35.6: 1410-1414 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000126900.24964.7e>

VAN KORDELAAR, Joost; VAN WEGEN, Erwin a KWAKKEL, Gert. Unraveling the interaction between pathological upper limb synergies and compensatory trunk movements during reach-to-grasp after stroke: a cross-sectional study. *Experimental brain research* [online]. 2012, 221.3: 251-262 [cit. 20.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3169-6>

VANOGLIO, Fabio, et al. Feasibility and efficacy of a robotic device for hand rehabilitation in hemiplegic stroke patients: a randomized pilot controlled study. *Clinical rehabilitation* [online]. 2017, 31.3: 351-360 [cit. 21.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215516642606>

VAN VLIET, Paulette M.; SHERIDAN, Martin R. Coordination between reaching and grasping in patients with hemiparesis and healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 2007; 88.10: 1325–31 [cit. 20.2.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.06.769>

VÉLE, František. *Kineziologie*. 2006. Triton. Praha. s. 303. ISBN 80-7254-837-9

VELSTRA, Inge-Marie; BALLERT, Carolina Saskia a Cieza, Alarcos. A systematic literature review of outcome measures for upper extremity function using the international classification of functioning, disability, and health as reference. *PM&R* [online]. 2011, 3.9: 846-860 [cit. 23.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.03.014>

VOLPE, Bruce T., et al. Intensive sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 2008, 22.3: 305-310 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/1545968307311102>

VOLZ, Lukas J., et al. Motor cortex excitability and connectivity in chronic stroke: a multimodal model of functional reorganization. *Brain Structure and Function* [online]. 2015, 220.2: 1093-1107 [cit. 3.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1007/s00429-013-0702-8>

WADE, Deric, et al. The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1983, 46.6: 521-4 [cit. 21.2.2021]. Dostupné z DOI: 10.1136/jnnp.46.6.521

WANG, Wei, et al. Neural interface technology for rehabilitation: exploiting and promoting neuroplasticity. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* [online]. 2010, 21.1: 157-178 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2009.07.003>

WARD, Nick S.; COHEN, Leonardo G. Mechanisms underlying recovery of motor function after stroke. *Archives of neurology* [online]. 2004, 61.12: 1844-1848 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z doi:10.1001/archneur.61.12.1844

WEBER, Lynne M.; STEIN, Joel. The use of robots in stroke rehabilitation: A narrative review. *NeuroRehabilitation* [online]. 2018, 43.1: 99-110 [cit. 18.3.2021]. Dostupné z DOI: 10.3233/NRE-172408

WIELOCH, Tadeusz; NIKOLICH, Karoly. Mechanisms of neural plasticity following brain injury. *Current opinion in neurobiology* [online]. 2006, 16.3: 258-264 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.05.011>

WILKINS, Kevin B., et al. Neural plasticity in moderate to severe chronic stroke following a device-assisted task-specific arm/hand intervention. *Frontiers in neurology* [online]. 2017, 8: 284 [cit. 2.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00284>

WILLIAMS, Bronwyn K.; GALEA, Mary P. a WINTER, Adele T. What is the functional outcome for the upper limb after stroke?. *Australian journal of physiotherapy* [online]. 2001, 47.1: 19-27 [cit. 17.3.2021]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60295-6](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60295-6)

WOLBRECHT, Eric T., et al. Real-time computer modeling of weakness following stroke optimizes robotic assistance for movement therapy. In *2007 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering* [online]. 2007, 152-158 [cit. 21.4.2021]. Dostupné z DOI: 10.1109/CNE.2007.369635.

WOLF, Angela, et al. Efficacy and task structure of bimanual training post stroke: a systematic review. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2014, 21.3: 181-196 [cit. 21.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1310/tsr2103-181>

WU, Ching-yi, et al. Effect of therapist-based versus robot-assisted bilateral arm training on motor control, functional performance, and quality of life after chronic stroke: a clinical trial.

*Physical Therapy* [online]. 2012, 92.8, 1006-1016 [cit. 26.3.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.2522/ptj.20110282>

WU, Ching-yi, et al. Unilateral versus bilateral robot-assisted rehabilitation on arm-trunk control and functions post stroke: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2013, 10.1: 1-10 [cit. 26.3.2021]. ISSN 17430003. Dostupné z <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-35>

XERRI, Christian, et al. Interplay between intra-and interhemispheric remodeling of neural networks as a substrate of functional recovery after stroke: adaptive versus maladaptive reorganization. *Neuroscience* [online]. 2014, 283: 178-201 [cit. 4.4.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2014.06.066>

YANG, Chieh-Ling, et al. Pilot comparative study of unilateral and bilateral robot-assisted training on upper-extremity performance in patients with stroke. *American Journal of Occupational Therapy* [online]. 2012, 66.2: 198-206 [cit. 26.3.2021]. ISSN 0272-9490. Dostupné z <https://doi.org/10.5014/ajot.2012.003103>

ZARO-WEBER, Olivier, et al. Penumbra detection in acute stroke with perfusion magnetic resonance imaging: Validation with 15O-positron emission tomography. *Annals of neurology* [online]. 2019, 85.6: 875-886 [cit. 28.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1002/ana.25479>

ZHANG, Bingbing, et al. The effects of action observation training on improving upper limb motor functions in people with stroke: A systematic review and meta-analysis. *PloS one* [online]. 2018, 14.8 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221166>

ZHANG, Lan, et al. Short-and long-term effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on upper limb motor function after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation* [online]. 2017, 31.9: 1137-1153 [cit. 17.5.2021]. Dostupné z <https://doi.org/10.1177/0269215517692386>



## 9 Seznam zkratek

a. = arteria

AA = anomická afázie

ABD = abdukce

ACI = arteria carotis interna

ACM = arteria cerebri media

ACHA = arteria choroidea anterior

ADL = běžné denní činnosti (z aj. Activity of Daily Living)

AO = akčně-observační terapie (z aj. Action Observation therapy)

ARAT = Action Research Arm Test

AROM = aktivní rozsah pohybu (z aj. Active Range of Motion)

AS = Ashworthova škála

BATRAC = bilaterální trénink horních končetin za zvukového rytmu (z aj. Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing)

BBT = Box nad Block test

BG = bazální ganglia

BRAT = Bilaterální roboticky asistovaná terapie

CI = capsula interna

CIMT = terapie indukovaná vynuceným pohybem (z aj. Constraint-induced Movement Therapy)

CMP = cévní mozková příhoda

CNS = centrální nervový systém

CT = počítačová tomografie (z aj. Computed Tomography)

CTP = počítačová tomografie perfúze (z aj. Computed Tomography perfusion)

ČR = Česká republika

DEV = deviace

DF = dorzální flexe

Dg. = diagnóza

DK = dolní končetina

DKK = dolní končetiny

dx. = pravý (z lat. dexter)

EA = expresivní afázie

EBP = praxe založená na důkazech (z aj. Evidence-based practice)  
EMG = elektromyografie  
ES = elektrostimulace  
ET = ergoterapie  
EX = extenze  
F = frontální  
FIM = Funkční míra nezávislosti (z aj. Function Independence Measurement)  
FL = flexe  
FMA = Fugl-Meyer test (z aj. Fugl-Meyer Assessment)  
FMA-H = Fugl-Meyer test pro ruku (z aj. Fugl-Meyer Assessment-Hand)  
FMA-UE = Fugl-Meyer test pro horní končetinu (z aj. Fugl-Meyer Assessment for Upper Extremity)  
fMRI = funkční magnetická rezonance  
FT = fyzioterapie  
FTT = funkční trénink (z aj. Function Task Training)  
GA = globální afázie  
GSC = Guided self-rehabilitation contract, Dohoda o reedukačním tréninku  
hCMP = hemoragická cévní mozková příhoda  
HK = horní končetina  
HKK = horní končetiny  
iADL = instrumentální běžné denní činnosti  
iCMP = ischemická cévní mozková příhoda  
IP = interfalangeální  
KT = konvenční terapie  
LHK = levá horní končetina  
m. = měsíc  
M = muž  
MAL = Motor Activity Log  
MAS = Motor Assessment Scale  
mAS = modifikovaná Ashworthova škála (z aj. modified Ashworth scale)  
mCIT / mCIMT = modifikovaná terapie indukovaná vynuceným pohybem (z aj. modified Constraint-induced therapy/ modified Constraint-induced movement therapy)  
MEG = Magnetoencefalografie

MI = Motricity Index  
MIME = Mirror Image Motion Enabler  
MKF = Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví  
MMSE = Mini-Mental State Examination  
MP = metakarpofalangeální  
MRC = Svalový test síly (z aj. Muscle Power Assessment)  
MRI = magnetická rezonance  
MSS = Motor Status Score  
MZ ČR = Ministerstvo zdravotnictví České republiky  
N = počet  
NEADL = Nottinghamská škála všedních denních činností (z aj. Nottingham extended Activities of Daily Living)  
PET = Pozitronová emisní tomografie  
PHK = pravá horní končetina  
PNF = propioceptivní neuromuskulární facilitace  
PNS = periferní nervový systém  
PRON = pronace  
RAR = roboticky asistovaná rehabilitace  
RAT = roboticky asistovaná terapie  
RCT = randomizovaná kontrolovaná studie (z aj. Randomized Controlled Trial)  
RD = radiální dukce  
rep. = repetice, opakování  
Quick DASH = zkrácený dotazník Postižení paže, ramene a ruky (z aj. Quick Disabilities of arm, shoulder and hand)  
ROM = rozsah pohybu (z aj. Range of Motion)  
RÚ = rehabilitační ústav  
SD = směrodatná odchylka  
sin. = levý (z lat. sinister)  
SIS = Stroke Impact Scale  
SMA = suplementární motorická oblast  
SPECT = jednofotonová emisní výpočetní tomografie (z aj. Single-Photon Emission Computed Tomography)  
SUP = supinace

TMS = transkraniální magnetická stimulace

UD = ulnární deviace

UE MAL = Upper Extremity Motor Activity Log

URAT = Unilaterální roboticky asistovaná terapie

ÚZIS ČR = Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky

VB = vertebrobazilární povodí

VR = vnitřní rotace

WMFT = Wolf Motor Function Test

WMFT-FAS = Wolf Motor Function Test – Functional Ability Scale

ZR = zevní rotace

Ž = žena

## 10 Seznam tabulek, schémat a obrázků

### Tabulky

Tabulka 2.4.1 Přehled používaných technik na HK u pacientů po CMP (Langhorne, 2011)

Tabulka 2.4.1.1 Unimanuální přístup zahrnuje 9 individuálních cvičení prstů (vlastní zdroj)

Tabulka 2.4.2.1 Bilaterální trénink zahrnuje tři cvičení (vlastní zdroj)

Tabulka 4.1.1.1 Přehled dohledaných studií v databázích (vlastní zpracování)

Tabulka 4.3.1 Základní indikační a kontraindikační klinická kritéria pro zařazení do studie (vlastní zpracování)

Tabulka 4.3.2 Základní indikační a kontraindikační přístrojová kritéria pro zařazení do studie (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.1 Demografická charakteristika obou skupin pro základní údaje (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.2 Funkční hodnocení tíže parézy na horní končetině (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 1. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 2. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.3 Klinický obraz pacientů ve skupině A s bimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 3. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 1. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 2. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.4.4 Klinický obraz pacientů ve skupině B s unimanuálním roboticky asistovaným přístupem část 3. (vlastní zpracování)

Tabulka 4.6.1 Průměrné hodnoty MI pro HK (Bohannon, 1999)

Tabulka 4.6.2 Hodnocení svalového tonu dle modifikované Ashworthovy škály (vlastní zpracování)

Tabulka 5.1.1 Charakteristika studií zařazených do systematické rešerše (vlastní zpracování)

Tabulka 5.1.2 Definice typů terapií porovnávaných s BRAT (Wolf, 2014)

Tabulka 5.2.1 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAS (počet činností) a jejich procentuální změny, část 1. (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.1 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAS (počet činností) a jejich procentuální změny, část 2. (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.2 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MAL (počet činností) a jejich procentuální změny (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.3 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MI (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny, část 1. (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.3 Vstupní, průběžná a závěrečná data u pacientů ve skupině A a B u testu MI (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny, část 2. (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.4 Vstupní, průběžná a závěrečná data paretické horní končetiny u pacientů ve skupině A a B u testu BBT (počet přehozených kostek) a jejich změny v počtu provedených kostek (vlastní zpracování)

Tabulka 5.2.5 Vstupní, průběžná a závěrečná data paretické horní končetiny u pacientů ve skupině A a B u testu ARAT (počet získaných bodů) a jejich procentuální změny (vlastní zpracování)

Tabulka 5.3.1 Statistické charakteristiky vstupních hodnot sledovaných parametrů v obou skupinách (n = 40) (vlastní zpracování)

Tabulka 5.4.1 Statistické charakteristiky změn sledovaných parametrů u paretické HK a rozdílů mezi skupinami v časech T2-T1 (vlastní zpracování)

Tabulka 5.4.2 Statistické charakteristiky změn sledovaných parametrů u paretické HK a rozdílů mezi skupinami v časech T3 – T2 (vlastní zpracování)

## **Schémata**

Schéma 4.1.1.1 Popis fází třídění odborných studií do systematické analýzy na téma bimanuální využití roboticky asistované terapie u pacientů po CMP (vlastní zpracování)

Schéma 4.3.1 Zařazování pacientů do studie (vlastní zpracování)

## **Obrázky**

Obr. 2.2.3.1 Nové strategie pro zkvalitnění terapie s využitím roboticky asistovaných systémů (vlastní zdroj)

Obr. 2.4.1.1 Možnosti individuálního nastavení jednotlivých cvičení u unimanuálního přístupu (uživatelský manuál Gloreha professional 2-E, 2017)

Obr. 2.4.2.1 Bimanuální roboticky asistovaná rukavice Gloreha Sinfonia (vpravo pasivní rukavice, vlevo senzorická) (vlastní zdroj)

## **11 Přílohy**

### **Seznam příloh**

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 Vyjádření Etické komise FTVS UK

Příloha 3 Action Research Arm Test

Příloha 4 Časové limity výkonových časů jednotlivých položek Action Research Arm Test (mean)

Příloha 5 Motor Assessment scale (MAS), kategorie 7 a 8

Příloha 6 Modifikovaný Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL) používaný v kranioprogramu RÚ Kladruby

Příloha 7 Motricity Index

Příloha 8 Výsledky z terapií s bimanuálním přístupem z přístroje Gloreha (vlastní zpracování)

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci disertační práce s názvem *Efekt roboticky asistované terapie na funkci horní končetiny v běžných denních aktivitách u pacientů po získaném poškození mozku prováděné v Rehabilitačním ústavu Kladruby.*

1. Projekt je bez finanční podpory, zahrnuje práci s vybavením ve vlastnictví Rehabilitačního ústavu Kladruby, tedy pracovišti, kde bude projekt realizován.
2. Cílem výzkumu je zhodnocení krátkodobého a dlouhodobého efektu bimanuální aplikace robotického systému Gloreha a porovnání efektu funkčního využití horní končetiny po bimanuálním a unimanuálním přístupu s využitím roboticky asistované terapie
3. Pro hodnocení horní končetiny bude využito standardní testovacích baterií, které se zaměřují na zhodnocení funkce horní končetiny. Dále se jedná o testy hodnotící koordinaci, motorické tempo a jemnou motoriku. Jedná se o metody neinvazivní, hodnotící na základě observace a měřitelných parametrů (čas, kloubní rozsah).
4. Rehabilitační rukavice Gloreha je neinvazivní robotický systém, který pomáhá k obnově senzomotorických složek horních končetin, dále přispívá k redukci bolesti a edému, podporuje obnovu funkčních úchopů a správných pohybových vzorců ruky.
5. Vaše účast na projektu bude po dobu 3 týdnů, kdy proběhne 15 aplikací rehabilitační rukavice Gloreha. Jedna aplikace bude trvat 25 minut. Před první aplikací bude provedeno vstupní vyšetření horní končetiny a po ukončení 15. aplikace bude provedeno průběžné vyšetření horní končetiny. Pro zjištění dlouhodobého efektu provedené terapie budu následovat závěrečné hodnocení stavu horní končetiny po 2 měsících od ukončení terapie.
6. Z výzkumu budou vyřazeni pacienti, kteří mimo klinického projevu hemiparézy mají další komorbidity oblasti horní končetiny, které zabraňují znovuobnovení funkcí končetiny (Multiplex sclerosis, Parkinsonova choroba, revmatoidní artritida, spinální onemocnění), pacienti s hemianopsií, pacienti s hemineglectem a pacienti s apraxií. Vzhledem k náročnosti terapie na koncentraci pacienta se může objevit dočasná únava až ospalost.  
Terapie probíhá v odlehčení obou horních končetin, tudíž umožňuje práci i s pacienty se subluxovanými či luxovanými rameny, přináší možnost zacílení se na jemnou motoriku se současnou redukcí bolesti kořenových kloubů.
7. Mezi primárními výsledky lze očekávat zlepšení digitálních úchopů a zvýšení motorického tempa, které by měly být monitorovány Blocks and Box testem (BBT).



Pomocí MAL a MAS bude zachyceno zlepšení v oblasti personálních a instrumentálních běžných denních aktivit, kdy lze očekávat nárůst počtu splněných aktivit. Sekundární výsledky ukáží funkční rozdíl mezi zdravou a postiženou rukou pomocí a Action Research Arm Test (ARAT), který hodnotí obě ruce v oblasti koordinace prstů a úchopu. Izolované motorické funkce budou zhodnoceny Motorcity indexem (MI). Výsledky studie přinesou nové poznatky do evidence based practice, neboť se jedná o terapii, která ve vztahu k ergoterapii a nácviku běžných denních činností nebyla cíleně testována.

8. Účast na studii nepodléhá žádné finanční odměně. Účastníkům studie přináší možnost vyzkoušení inovativní robotické technologie pro rehabilitaci horní končetiny v České republice.
9. Data budou zpracována anonymně do disertační práce. Nasbírané informace o účastníkovi nebudou v žádné formě spojována s jeho jménem, adresou, rodným číslem ani lékařskými záznamy. Během účasti ve studii nebude pořizována fotodokumentace ani jiné videozáznamy.
10. Účastník studie se bude mít možnost se s výsledky studie seznámit v publikovaných odborných článcích v českém i anglickém jazyce, dále v samotné disertační práci či ve sbornících konferencí, kde budou výsledky studie prezentovány.
11. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu ..... Podpis:  
.....

Jméno a příjmení hlavního řešitele a spoluřešitelů .....

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

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Jméno a příjmení zákonného zástupce .....

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi ..... Podpis: .....

## Příloha 2 Vyjádření Etické komise FTVS UK

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

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Efekt roboticky asistované terapie na funkci horní končetiny v běžných denních aktivitách u pacientů po získaném poškození mozku

**Forma projektu:** výzkumná práce - doktorská práce

**Období realizace:** Sběr dat – leden 2018 – květen 2019

**Předkladatel:** Kristýna Hoidekrová, Mgr., UK FTVS, katedra fyzioterapie

**Hlavní řešitel:** Kristýna Hoidekrová, Mgr. UK FTVS, katedra fyzioterapie

**Místo výzkumu (pracoviště):** Rehabilitační ústav Kladruby, Kladruby 30, Kladruby u Vlašimi, 257 62

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** doc. MUDr. Olga Švestková, Ph.D.

**Popis projektu:** Cílem výzkumu je zhodnocení krátkodobého a dlouhodobého efektu bimanuální aplikace robotického systému Gloreha a porovnání efektu funkčního využití horní končetiny po bimanuálním a unimanuálním přístupu s využitím roboticky asistované terapie. Jedná se o experimentální intervenční studii. Pacienti hospitalizovaní v Rehabilitačním ústavu Kladruby budou do monocentrické studie zařazeni na základě splnění vstupních kritérií. Dodatečné doplnění ramen je možné do počtu 30 pacientů, pokud budou splněna vstupní kritéria u pacientů hospitalizovaných v RÚ Kladruby.

Pacient zařazený do studie musí splňovat tato vstupní kritéria:

dg. cévní nemoci mozku a poranění hlavy (I69, S06) < 1 rok, s klinickým projevem hemiparézy

věk pacienta od 35 do 65 let, věková hranice je stanovená dle intenzivního rehabilitačního programu v RÚ Kladruby

kognitivní funkce dle MMSE cut off skóre 25 bodů, kdy se jedná pouze o lehký kognitivní deficit (hraniční stav)

Motor Assessment Scale (MAS) minimálně 2 činnosti, které nevyžadují funkční úchop

Upper Limb Motor Aktivita Log (MAL) minimálně 4 aktivity, které nevyžadují funkční úchop

Pacienti budou ze studie vyřazeni, pokud mají komorbidity v oblasti horní končetiny, které zabraňují znovuoobnovení funkcí končetiny (Multiplex sclerosis, Parkinsonova choroba, revmatoidní artritida, spinální onemocnění), dále pacienti s hemianopsií, hemineglectem a apraxií.

V rámci konziliárního řízení bude u každého pacienta, který splní vstupní kritéria, konzultován s logopedem stav porozumění u pacientů s afázií (porozumění instrukcím) a s klinickým psychologem stav kognitivních funkcí u pacientů, kteří nezískají plný počet bodů 30 v MMSE (udržení pozornosti, stav pracovní paměti).

Testové baterie využité k vstupnímu vyšetření: Motor Assessment Scale, Motorcity index, Upper Limb Motor Aktivita Log, Box and Blocks, Minimental state examination.

Intervence u obou skupin bude probíhat 5 dnů v týdnu po dobu tří týdnů. Před zahájením intervence bude provedeno vstupní hodnocení, po ukončení 15 aplikací bude provedeno průběžné hodnocení a pro zjištění dlouhodobého efektu závěrečné hodnocení po 2 měsících.

Hlavní skupina bude mít 30 minut aplikace rukavice Gloreha s bimanuálním přístupem, 30 minut standardní ergoterapie (povolené techniky: metody PNF, Bobath konceptu, měkkých technik, mobilizace horní končetiny, taktilní stimulace dle Roodové, Affolterovy metody), 60 minut fyzioterapie, 30 minut trénink kognitivních funkcí, 30 minut terapeutické dílny. (V případě indikace lékařem logopedií.)

Kontrolní skupina bude mít 30 minut aplikace rukavice Gloreha s unimanuálním přístupem, 30 minut standardní ergoterapie (povolené techniky: metody PNF, Bobath konceptu, měkkých technik, mobilizace horní končetiny, taktilní stimulace dle Roodové, Affolterovy metody), 60 minut fyzioterapie, 30 minut kognitivní trénink, 30 minut terapeutické dílny. (V případě indikace lékařem logopedií.)

Během účasti na studii nebude možná aplikace elektrostimulace a oscilační terapie na oblast horní končetiny. V případě vzniku bolestivého ramene bude připuštěna magnetoterapie (Magstim).

**Randomizace a zaslepení:** Před započítáním studie bude připraveno v obálkách 60 kartiček s nápisem unimanuální/bimanuální přístup. Po zařazení pacienta do studie nezávislým investigátorem bude vybrána jedna kartička pro daného pacienta. Investigátor zodpovědný za provedení intervence bude vědět, do které skupiny byl daný pacient zařazen a dle toho nastavit terapeutický program Gloreha. Stejně tak pacient nebude vědět, do které skupiny byl zařazen, neboť obě skupiny pacientů dostanou rukavici na levou i pravou končetinu. Nezávislý investigátor provede závěrečné hodnocení.

**Charakteristika účastníků výzkumu:** Pacienti hospitalizovaní v RÚ Kladruby budou do monocentrické studie zařazeni na základě splnění vstupních kritérií do počtu 30 probandů v každé skupině.

**Zajištění bezpečnosti:** Během neinvazivní aplikace a rehabilitace Gloreha rukavici bude stále přítomný registrovaný ergoterapeut, který je dle vnitřních předpisů Rehabilitačního ústavu Kladruby proškolený na využívání přístroje Gloreha rukavice. Po každé aplikaci Gloreha rukavice bude zaznamenán stav pacienta – bolest hlavy a horních končetin, nauzea, zrakové obtíže.

**Etické aspekty výzkumu:** Všem participantům bude předložen informovaný souhlas, bez kterého nebude možné pacienta zařadit do skupiny. Pacienti budou mít možnost studii kdykoli opustit a nebudou poškozeni při nedokončení programu. Studie se bude řídit dle ICH/EU guideline for good clinical practice (GCP).

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v dizertační práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

**Text informovaného souhlasu:** přiložen

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

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

V Praze dne: 18.1.2018

Podpis předkladatele:



### Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová


Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 201/2018

dne: 19.1.2018

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.**

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6  
– 20 –

  
podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha 3 Action Research Arm Test (ARAT)



REHABILITAČNÍ ÚSTAV KLADRUBY  
KLADRUBY 30  
257 62 KLADRUBY U VLAŠIMI

### ARAT (The Action Research Arm Test)

Jméno: \_\_\_\_\_

Rodné číslo: \_\_\_\_\_

Diagnóza: \_\_\_\_\_

Datum on.úrazu: \_\_\_\_\_

Dominantní horní končetina: PHK / LHK

Postižená horní končetina: PHK / LHK

ARAT je postaven na stole, pacient sedí před stolem na židli bez opěrek (kromě subtestu HRUBÁ MOTORIKA, tedy mimo stůl). Pacient položí obě ruce na stůl.

Nejprve je testována zdravá nebo funkčnější horní končetina potom postižená.

<b>ÚCHOP (grasp)</b>									
Úkol: uchopit předmět a donést ho na polici a pustit ho, předmět je umístěn na testované straně		P	L	P	L	P	L	P	L
1	<b>Dřevěná kostka 10 cm</b> <i>Skóre 3 → 18 bodů za subtest</i>								
2	<b>Dřevěná kostka 2,5 cm</b> <i>Skóre 0 → 0 bodů za subtest</i>								
3	<b>Dřevěná kostka 5 cm</b>								
4	<b>Dřevěná kostka 7,5 cm</b>								
5	<b>Koule 7,5 cm</b> <i>Koule je umístěna v plechovém víčku, na polici je také plechové víčko.</i>								
6	<b>Kámen 10 x 2,5 x 1 cm</b> <i>Kámen užší dlouhou stěnou na stole, úchop za boční stěnu.</i>								
<b>Díličí skóre ÚCHOP</b> (max. 18 bodů)									

<b>STISK (grip)</b>									
Úkol: uchopit předmět a odložit ho na kolík dále od pacienta, výkon musí zahrnovat pronaci předloktí		P	L	P	L	P	L	P	L
1	<b>Přelití vody z kelímku do kelímku</b> <i>Skóre 3 → 12 bodů za subtest</i>								
2	<b>Trubka 2,25 cm</b> <i>Skóre 0 → 0 bodů za subtest</i>								
3	<b>Trubka 1 cm</b> <i>Úchop trubky buď shora nebo ze strany.</i>								
4	<b>Podložka</b> <i>Podložka umístěná na plechovém víčku.</i>								
<b>Díličí skóre STISK</b> (max. 12 bodů)									

Hodnocení:

3 – test je proveden dokonale a úplně

2 – test je proveden úplně, ale neobratně nebo s velkými obtížemi nebo příliš pomalu

1 – test je proveden jen částečně (pac. schopen předmět uchopit nebo nadzvednout)

0 – pacient není schopen provést žádnou část testu

<b>PINZETA (pinch)</b>											
Úkol: předmět leží před pacientem v plechovém víku, uchopit předmět mezi prsty, přenést ho z víka na polici a pustit ho		P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
1	<b>Ložisková kulička 6 mm, palec – prsteník (I.-IV.)</b> <i>Skóre 3 → 18 bodů za subtest</i>										
2	<b>Skleněná kulička 1,5 cm, palec – ukazovák (I.-II.)</b> <i>Skóre 0 → 0 bodů za subtest</i>										
3	<b>Ložisková kulička 6 mm, palec – prostředník (I.-III.)</b>										
4	<b>Ložisková kulička 6 mm, palec – ukazovák (I.-II.)</b>										
5	<b>Skleněná kulička, palec – prsteník (I.-IV.)</b>										
6	<b>Skleněná kulička, palec – prostředník (I.-III.)</b>										
<b>Díličí skóre PINZETA</b> (max. 18 bodů)											

<b>HRUBÁ MOTORIKA</b>											
Úkol: sed na židli mimo stůl s oběma rukama na stehnech, provést pohyb a ruku zpět na stehno		P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
1	<b>Ruka za hlavu</b> Sklonění hlavy a kompenzační pohyby trupu nejsou povoleny.										
2	<b>Ruka na vrchol hlavy</b>										
3	<b>Ruka k ústům</b>										
<b>Díličí skóre HRUBÁ MOTORIKA</b> (max. 9 bodů)											

<b>CELKOVÉ SKÓRE</b>											
		P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
1. ÚCHOP	/18										
2. STISK	/12										
3. PINZETA	/18										
4. HRUBÁ MOTORIKA	/9										
<b>CELKOVÉ SKÓRE</b>	<b>/57</b>										
Podpis											

Hodnocení:

3 – test je proveden dokonale a úplně

2 – test je proveden úplně, ale neobratně nebo s velkými obtížemi nebo příliš pomalu

1 – test je proveden jen částečně (pacient schopen předmět uchopit nebo nadzvednout)

0 – pacient není schopen provést žádnou část test

Příloha 4 Časové limity výkonových časů jednotlivých položek Action Research Arm Test (mean + 2 SD), n = 20 zdravých dospělých subjektů pro každou z 19 položek testu ARA. Pokud je výkon pomalejší než časový limit nebo pokud pacient ztratí kontakt s opěradlem během výkon, skóre je 2 místo 3 (van der Lee, 2001).

<b>Subtest</b>	<b>Úkol</b>	<b>Časový limit (s)</b>
<b>Úchop</b>	Dřevěná kostka 2,5 cm	3,6
	Dřevěná kostka 5 cm	3,5
	Dřevěná kostka 7,5 cm	3,9
	Koule 7,5 cm	3,8
	Kámen	3,6
	Dřevěná kostka 10 cm	4,2
<b>Stisk</b>	Trubka 2,25 cm	4,2
	Trubka 1 cm	4,3
	Podložka	4
	Přelití vody z kelímku do kelímku	7,9
<b>Pinzeta</b>	Skleněná kulička palec – ukazovák	3,9
	Skleněná kulička palec – prostředník	3,9
	Skleněná kulička palec prsteník	4,1
	Ložisková kulička palec – ukazovák	4
	Ložisková kulička palec prostředník	4,1
<b>Hrubá motorika</b>	Ložisková kulička palce prsteník	4,4
	Ruka k ústům	2,4
	Ruka na vrchol hlavy	2,7
	Ruka za hlavu	2,7

## Motor Assessment scale

### kritéria pro hodnocení

#### 7. Pohyb ruky

1. Sed, extenze zápěstí. (Pacient sedí u stolu s předloktím položeným na stole. Terapeut umístí cylindrický objekt (skleničku) do dlaně pacienta. Pacient je požádán zvednout objekt ze stolu extenzí zápěstí. Nesmí provést flexi lokte.)
2. Sed, radiální deviace zápěstí. (Terapeut umístí předloktí do střední pozice, předloktí je umístěno na ulnární straně, palec je v rovině s předloktím, zápěstí v extenzi, prsty okolo cylindrického objektu. Pacient je požádán zvednout ze stolu. Nesmí provést flexi lokte nebo pronaci.)
3. Sed, loket v interním postavení, pronace, supinace. (Loket nepodporován v pravém úhlu.  $\frac{3}{4}$  rozsahu pohybu je akceptováno.)
4. Sed, napřáhnout se dopředu, uchopit a zvednout míč (prům 14 cm) oběma rukama a položit dolů. (Míč je umístěn na stole ve vzdálenosti, která vyžaduje extenzi loktů. Dlaně by měly být v kontaktu s míčem.)
5. Sed, zvednutí umělohmotného pohárku ze stolu a položení pohárku oproti druhé polovině trupu. (Nedovolte různé variace tvarů pohárku.)
6. Sed, kontinuální opozice palce a každého dalšího prstu více než 14x za 10 s. (Každý prst se dotkne palce, začíná se ukazovákem. Nedovolte klouzání palce po ostatních prstech, ze strany na stranu.)

#### 8. Pokročilé aktivity ruky

1. Zvedni horní část psacího pera a polož zpět. (Pacient se napřáhne dopředu na délku paže, zvedne psaní pero, položí zpět do spodní části (zavře pero).)
2. Přemístí korálky jeden po jednom, z jednoho hrnečku do druhého. (Hrneček obsahuje 8 korálků. Oba hrnečky jsou umístěny na vzdálenost natažené paže. Levá HK vezme korálek z hrnečku vpravo a přemístí do hrnečku vlevo.)
3. Nakreslí horizontální linii s koncem na vertikální linii, aspoň 10x za 20 s. (Nejméně 5 linií se musí dotknout a být zakončené na vertikální linii. Linie by měly být cca 10 cm dlouhé.)
4. Drž pero, udělej rychle několik teček na list papíru. (pacient musí udělat aspoň 2 tečky za 1 s po dobu 5 s. Pacient uchopí pero a upraví si pero bez dopomoci. Pero musí být drženo v pozici pro psaní. Tečky, ne čáry.)
5. Naber si lžičku vodu a dej si ji do úst (Pacient se nesmí zaklánět, předklánět hlavu, nesmí rozlít vodu.)
6. Chytni hřeben a česej si vlasy vzadu na hlavě. (Ramena musí být rotována externě, abdukována aspoň do 90°. Hlava zpřímá.)

## MOTOR ASSESSMENT SCALE

Name: \_\_\_\_\_

### MOVEMENT SCORING SHEET

DATE: .....

1. Supine to side lying
2. Supine to sitting over side of bed
3. Balanced sitting
4. Sitting to standing
5. Walking
6. Upper arm function
7. Hand movements
8. Advanced hand activities

0	1	2	3	4	5	6

COMMENTS (IF APPLICABLE)

### MOVEMENT SCORING SHEET

DATE: .....

1. Supine to side lying
2. Supine to sitting over side of bed
3. Balanced sitting
4. Sitting to standing
5. Walking
6. Upper arm function
7. Hand movements
8. Advanced hand activities

0	1	2	3	4	5	6

COMMENTS (IF APPLICABLE)

### MOVEMENT SCORING SHEET

DATE: .....

1. Supine to side lying
2. Supine to sitting over side of bed
3. Balanced sitting
4. Sitting to standing
5. Walking
6. Upper arm function
7. Hand movements
8. Advanced hand activities

0	1	2	3	4	5	6

COMMENTS (IF APPLICABLE)

### MOVEMENT SCORING SHEET

DATE: .....

1. Supine to side lying
2. Supine to sitting over side of bed
3. Balanced sitting
4. Sitting to standing
5. Walking
6. Upper arm function
7. Hand movements
8. Advanced hand activities

0	1	2	3	4	5	6

COMMENTS (IF APPLICABLE)



Příloha 6 Modifikovaný Upper Extremity Motor Activity Log (UE MAL) používaný v kranioprogramu RÚ Kladruby



REHABILITAČNÍ ÚSTAV KLADRUBY  
KLADRUBY 30

Protokol motorické činnosti HK (UE MAL)					
Jméno:		Rodné č.:			
Diagnóza:		Datum on/úrazu:			
Dominantní HK:		Postižená HK:			
Činnosti P - provede N - neprovede	Datum	Datum	Datum	Datum	Datum
	1.	Rozsvítit pomocí vypínače			
2.	Otevřít dveře otočením koule/klikou				
3.	Použít klíč k odemknutí zámku				
4.	Pustit/zavřít vodu pákou/kohoutkem				
5.	Umýt si ruce (namydlení a opláchnutí)				
6.	Utřít si ruce				
7.	Vyčistit si zuby (nezahrnuje přípravu kartáčku)				
8.	Nanést si make-up, pleťový krém nebo holící krém na obličej				
9.	Učesat si vlasy				
10.	Otevřít zásuvku				
11.	Vyjmout oblek ze zásuvky				
12.	Nést předmět v ruce (vyřazení této položky, není-li to přijatelné)				
13.	Otevřít ledničku				
14.	Otřít kuchyňskou linku nebo jiný povrch				
15.	Uchopit sklenici, láhev nebo hrníček (nezahrnuje vypítí)				

16.	Uchopit hrnek za ucho					
17.	Použít vidličku nebo lžící k jídlu (odkazuje na činnost dopravení k ústům)					
18.	Sníst půl sendviče či jídla bez příboru					
19.	Odtáhnout židli od stolu před posazením se na ni					
20.	Přitáhnout židli ke stolu po posazení se na ni					
21.	Postavit se ze židle s opěrami paží					
22.	Zout boty (zahrnuje rozvázání tkaniček a odepnutí přezek)					
23.	Obout boty (zahrnuje zavázání tkaniček a zapnutí přezek)					
24.	Svléknout ponožky					
25.	Obléknout ponožky					
26.	Použít dálkový ovladač					
27.	Zvednout sluchátko					
28.	Nasadit a sundat brýle					
29.	Zapnout košili					
30.	Psaní na papír (je-li postižena ruka nepíšící před CMP, vyřadte položku a přiřadte N/A)					
<b>Celkem provede</b>						
<b>Podpis</b>						

## Motricity Index pro zhodnocení postižení po CMP

Test pro každou paži v sedě:

- 1) Úchop: použití kostky 2.5 cm mezi palec a další prsty (kostku máme v BB testu)
  - 0= žádný pohyb MRC= 0
  - 11= palpce záškubu, ale bez pohybu MRC= 1
  - 19= schopen úchopu kostky, neudrží proti gravitaci MRC= 2
  - 22= drží kostku proti gravitaci, ne proti lehkému tahu MRC= 3
  - 26= drží kostku proti lehkému tahu, rozdíl oproti normálu MRC= 4
  - 33= normální síla, stejná oboustranná MRC= 5
  
- 2) Flexe lokte: (od 90°, ruka míří k rameni)
  - 0= žádný pohyb MRC= 0
  - 9= palpce záškubu, ale bez pohybu MRC= 1
  - 14= schopen pohybu lokte do horizontály, pohyb viděn MRC= 2
  - 19= plný rozsah pohybu, ne proti lehkému tlaku MRC= 3
  - 25= plný rozsah pohybu, rozdíl oproti normálu MRC= 4
  - 33= normální síla, stejná oboustranná MRC= 5
  
- 3) Abdukce ramene: (pokrčený loket)
  - 0= žádný pohyb MRC= 0
  - 9= palpce záškubu, ale bez pohybu MRC= 1
  - 14= schopen částečného pohybu, pohyb viděn MRC= 2
  - 19= rozsah pohybu nad 90°, ne proti lehkému tlaku MRC= 3
  - 25= plný rozsah pohybu, rozdíl oproti normálu MRC= 4
  - 33= normální síla, stejná oboustranná MRC= 5

Hodnocení: Paže= SUM (úchop+flexe+abdukce)+1

- Minimum: 0
- Maximum: 100

Příloha 8 Výsledky z terapií s bimanuálním přístupem z přístroje Gloreha (vlastní zpracování)

<b>ID</b>	<b>Celkový počet repetíc za intervenci</b>	<b>Průměrný počet repetíc za 1 terapii</b>	<b>Průměrný počet repetíc za 1 minutu*</b>	<b>Skutečná průměrná doba za 1 terapii (min)</b>
1	2607	173,79	8,72	19,55
2	2855	190,32	9,33	20,29
4	4854	323,58	15,37	21,06
5	4082	272,13	12,92	21,07
6	1985	132,33	6,32	21,23
7	3382	225,45	10,71	21,06
11	3174	211,57	10,05	21,05
13	2837	198,12	9,08	20,56
17	2280	151,98	7,36	20,72
16	3269	217,92	10,35	21,06
19	1816	121,05	5,90	20,98
20	1505	100,32	4,77	20,12
21	3083	205,53	9,79	20,99
23	2427	161,79	7,49	21,05
29	N	N	N	19,86
31	2014	134,25	6,43	20,80
33	N	N	N	21,06
34	2471	164,73	7,82	21,15
35	1964	130,92	6,26	22,08
40	2722	217,92	10,35	21,06

\* 1 repetice = flexe + extenze prstů, N = nezaznamenáno