

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Miroslav Loučka

**Efektivita robotické terapie horní končetiny
u hemiparetiků**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Olomouc 2015

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Robotická terapie horní končetiny u hemiparetiků

Název práce: Efektivita robotické terapie horní končetiny u hemiparetiků

Název práce v AJ: Effectiveness of robot-assisted therapy on upper limb in stroke patients

Datum zadání: 2014-01-31

Datum odevzdání: 2015-04-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav Fyzioterapie

Autor práce: Miroslav Loučka

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Oponent práce: Mgr. Radka Crhonková

Abstrakt v ČJ:

Tato práce si klade za cíl shrnout využití robotické terapie horní končetiny a porovnat efektivitu léčby s terapií konvenční po cévní mozkové příhodě. V přehledu poznatků jsou pak zmíněny neurofyziologické základy motorického učení a obnovy motorické funkce po CMP. Dále jsou popsány různé druhy robotických zařízení, které tyto principy využívají. Diskuze pojednává o výsledcích studií porovnávajících efektivitu léčby v akutním a chronickém stádiu po CMP.

Abstrakt v AJ:

This paper aims to summarize the use of robot-assisted therapy on upper limb and compare the effectiveness of treatment with conventional therapy after stroke. In the review of the knowledge are discussed neurophysiological basics of motor learning and motor recovery after stroke. The following describes the different types of robotic devices that use these principles. Discussion deals with the results of studies comparing the effectiveness of treatment in acute and chronic stages after stroke.

Klíčová slova v ČJ:

cévní mozková příhoda, robotická terapie, horní končetina, neurorehabilitace

Klíčová slova v AJ:

stroke, robot-assisted therapy, upper limb, neurorehabilitation

Rozsah: 62 stran

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2015

podpis

Děkuji Mgr. Lucii Szmekové za odborné vedení, cenné rady a připomínky při formálním zpracování této bakalářské práce.

Obsah

Úvod.....	7
1. Přehled poznatků	8
1.1. Cévní mozková příhoda	8
1.2. Řízení motoriky	9
1.2.1. Programové řízení pohybu	10
1.2.2. Motorické učení.....	10
1.2.3. Obnova funkce a motorické učení po CMP	11
1.2.4. Kortikalizace a obnova funkce ruky.....	14
1.2.5. Feedback a virtuální realita	15
1.3. Robotická terapie po CMP	17
1.3.1. Klasifikace robotických zařízení	18
1.3.2. Přehled vybraných robotických zařízení	20
1.3.3. Bilaterální robotická terapie	22
1.3.4. Robotická terapie ADL	24
1.3.5. Domácí robotická rehabilitace	26
1.4. Hodnocení osob po CMP	27
1.4.1. Nejčastěji užívané škály pro hodnocení stavu horní končetiny po CMP	28
1.4.1.1. ABILHAND.....	28
1.4.1.2. Modifikovaná Ashworthova škála	28
1.4.1.3. Fugl-Meyer Assessment (FMA)	29
1.4.1.4. Chedoke-McMaster Stroke Assessment	29
1.4.1.5. Action Research Arm Test.....	29
1.4.1.6. Motor Assessment Scale (MAS).....	30
1.4.1.7. Wolf Motor Function Test (WMFT).....	30
1.4.1.8. Functional Independence Measure (FIM).....	30
1.4.1.9. Barthel Index (BI)	30
1.4.2. Využití robotů pro hodnocení motoriky a propiocepce horní končetiny	31
2. Diskuze	33
2.1. Efektivita unilaterální robotické terapie po CMP	33
2.1.1. Unilaterální terapie v akutním stádiu po CMP.....	33
2.1.2. Unilaterální terapie v chronickém stádiu po CMP	35
2.2. Efektivita bilaterální robotické terapie po CMP	37
2.2.1. Bilaterální terapie v akutním stádiu po CMP.....	37

2.2.2. Bilaterální terapie v chronickém stádiu po CMP	38
2.3. Sumarizace výsledků z přehledových studií	39
2.4. Robotické hodnocení stavu horní končetiny po CMP.....	41
Závěr.....	46
Referenční seznam.....	47
Seznam zkratk	60
Seznam obrázků	61
Seznam tabulek.....	62

Úvod

Cévní mozková příhoda (dále jen CMP) je jednou z nejčastějších příčin hospitalizace ve zdravotnickém zařízení a na její následky je v České Republice dlouhodobě léčeno nově několik tisíc lidí ročně. Rehabilitace má pozitivní efekt na úpravu funkce horní končetiny jak v akutním, tak i v chronickém stádiu po iktu. Je také známo, že zvýšení intenzity prováděné terapie vede k lepším výsledkům. Nicméně kvůli rostoucí incidenci CMP, byly hledány další možnosti léčby. Jednou z těchto možností je rozšíření terapie o technologicky podporovaný trénink, jehož účinnost je neustále zkoumána.

Robotická terapie je poměrně novým druhem rehabilitace, který má stejný cíl jako terapie konvenční, a proto se nabízí otázka, zda může nahradit terapeuta. Zejména pak při nácviku aktivních pohybů s odporem, bez odporu a pasivních pohybů, většinou za pomoci vizuální zpětné vazby tzv. feedbacku. Další oblastí využití robotů je nácvik aktivit denního života, jenž je možné trénovat i v domácím prostředí. Nad to, jsou vyvíjeny nové dokonalejší přístroje pro horní končetinu, využívající principy motorického učení a přesnější kineziologické detaily pro ideální obnovu funkce.

Efekt terapie spočívá především v pozoruhodných vlastnostech plasticity neurálních struktur, které disponují možností určitého obnovení funkce, lépe řečeno nahrazením poškozených drah, drahami „rezervními“. Tento proces však musí být doprovázen okamžitými sensorickými, motorickými a ideomotorickými vstupy, které přinutí mozkovou tkáň reagovat. Proto je vhodné při vývoji těchto zařízení, využít propojení všech vnějších vjemů ke komplexní multisenzorické stimulaci.

Cílem této bakalářské práce je porovnání efektivnosti robotické a konvenční terapie horní končetiny u pacientů po CMP. V kapitole teoretických poznatků je nastíněna problematika motorického učení a obnovení motoriky po iktu. Zmíněny jsou některé využívané škály pro hodnocení funkce horní končetiny a možnost využití robotické technologie i k tomuto účelu. Dále jsou popsány některé, již klinicky využívané, rehabilitační přístroje.

K vyhledávání odborných článků byly použity databáze PubMed, EBSCO, Google Scholar. Pro vyhledávání v zahraničních zdrojích byla použita anglická klíčová slova: stroke, robot-assisted therapy, upper limb, neurorehabilitation. Další články byly vyhledávány cíleně podle referencí ve studované literatuře. Při vyhledávání zdrojů bylo nalezeno 116 odborných článků. Celkem pro tvorbu práce bylo použito 80 anglických odborných článků v online full-textech. Vyhledávání probíhalo v časovém úseku od listopadu 2014 do května 2015.

1. Přehled poznatků

1.1. Cévní mozková příhoda

CMP je v poslední době velmi časté onemocnění, které má značný dopad nejen v oblasti medicínské, ale je i sociálním a ekonomickým problémem. Výskyt tohoto onemocnění v České republice je až 40 000 osob ročně a z tohoto počtu přibližně 2/3 postižených přežívají s následky, které téměř polovinu pacientů odkazují na trvalou ústavní péči nebo péči rodiny (Horáček, Kolář, 2009, p. 386).

World Health Organization (dále jen WHO) definuje toto postižení jako rychle se rozvíjející klinické známky ložiskového mozkového postižení trvajících déle než 24 hodin nebo vedoucích ke smrti, pokud klinické, laboratorní a základní zobrazovací vyšetření nesvědčí pro jinou příčinu neurologického deficitu. Na cévní mozkové příhodě se z 80% podílí akutní mozková ischemie a ze zbylých 20% mozkové krvácení zejména tepenné (hemoragie) (Seidl et al., 2004, p. 190).

Klinický obraz je závislý na lokalizaci postižení, kdy mohou být postiženy jednotlivé větve a. carotis interna. Nejčastěji bývá postižena větev a. cerebri media (dále jen ACM), jejíž ischemie se projevuje typickou kontralaterální poruchou hybnosti, projevující se více na horní končetině. Přítomná může být také porucha senzitivity a zorného pole a u ischemie v nedominantní hemisféře se vyskytuje tzv. neglect syndrom, kdy pacient ignoruje polovinu svého těla (Horáček, Kolář; 2009, p. 387).

Další typickou součástí klinického obrazu je tzv. spastické Wernickeovo-Mannovo držení, do kterého přechází hemiparéza s pseudochabého stadia a jehož projevy jsou: deprese, addukce a vnitřní rotace v rameni, flexe v loketním kloubu spojená s pronací předloktí, flexe ruky a prstů, vnitřní rotace dolní končetiny, extenze v kyčli a koleni, inverze a plantární flexe nohy a cirkumdukce dolní končetiny při chůzi. Při postižení větve a. cerebri anterior (dále jen ACA) dochází k výraznějšímu postižení dolní končetiny (Kaňovský, Herzig, 2007, p. 30; Horáček, Kolář, 2009, p. 388).

1.2. Řízení motoriky

Řízení motoriky se zevně projevuje jako svalová činnost, která je výstupní informací formující se v alfa-motoneuronech předních rohů míšních a motorických buňkách jader hlavových nervů. Tato informace je závislá na funkci celého hybného systému a hlavně na pohybových programech vznikajících v mozkové kůře. Programy pro volní pohyby se mohou jevit jako nezávislé na změnách vnějšího prostředí, protože tyto funkce mohou díky jejich složitosti unikat objektivní analýze. Přitom podmíněnost a determinace prostředím je značná. Při integraci informací nervové činnosti má hlavní postavení mozková kůra, nicméně díky poznatkům elektrofyziologických měření se ukázalo, že před započítím pohybu se vzruchová aktivita objevuje nejprve v limbické oblasti, bazálních gangliích a nakonec až v kortexu. Během svého sestupu je samotná korová výstupní informace okamžitě modifikována jak aktuálním stavem efektoru, tak i zpětnou vazbou z mozečku, retikulární formace a bazálních ganglií. Přes značnou rychlost zpětné vazby asi 0,01 s, je kortikální pohyb relativně pomalý, a proto opravitelný. Rychlé pohyby se spouští pouze za předpokladu plné automatizace a přispívají k němu významně mozečkové struktury (Trojan, Druga, 1986, p. 128-130).

Latash hovoří o takzvaném dopředném a zpětném řízení (feedforward and feedback control), kdy příkaz přichází od řídicího centra a po určitém zpracování vytváří nějaký výstup, který je formulován řídicími proměnnými. Předpokládá se, že řídicí centrum může dodávat tyto proměnné, při současném ignorování případné změny ve výstupu nebo jiném externím faktoru. Důležitá je možnost výběru, zda reagovat nebo nereagovat na tuto vnější informaci. V případě, že řídicí centrum dodá signál nezávisle na výstupní informaci, provádí dopředné řízení. Jestliže je signál změněn v závislosti na vnější informaci, jedná se o zpětné řízení. Součástí zpětného řízení je komparátor, který umožňuje srovnávat současnou a požadovanou výstupní informaci (Latash, 2008, p. 92).

Pohybové řízení můžeme také definovat jako dosažení zamýšleného cíle pomocí účelového organizování aktivity pohybové soustavy. Pohyb je do jisté míry záležitostí individuality a je závislý na mentalitě osobnosti, přičemž vytváří jistou neurčitost při analýze pohybu. Řízení volního pohybu pomocí centrální nervové soustavy (dále jen CNS) je založeno na dvou komponentách, a to na stimulující emocionální aktivitě (podnět) a aktivitě racionální brzdící (úvaha). Pro provedení koordinovaného, dobře cíleného pohybu je důležitá vyváženost obou druhů kontroly. V CNS a výkonném pohybovém aparátu dochází během řízení pohybu

k obousměrné výměně informací. Musí docházet k informování CNS o vykonaném příkazu pomocí proprioceptivních, kožních, zrakových i sluchových receptorů, kvůli možnému vzniku odchylky od určeného záměru a její korekci. I přes to, že se vědomí soustřeďuje na cíl pohybu, nikoliv na jeho průběh, je pohyb automaticky kontrolován. Korekce odchylky probíhá v několika cyklech, až dojde ke shodě mezi záměrem a provedením. Při pomalu provedeném pohybu dochází ke zpřesnění pohybu kvůli provedení více korekčních cyklů, což vypovídá o nemalém významu sensorické informace na průběh pohybu (Véle, 2006, p. 73).

1.2.1. Programové řízení pohybu

Kvůli zaměření mysli na cíl pohybu jsou vytvořeny pohybové programy, které nepotřebují pro svou funkci účast vědomí. Podle Vojty jsou tyto programy posturální motoriky i lokomoce podmíněné jak geneticky tak strukturálně. Pohybový program je založen na jednoduchých pohybových vzorech uložených v paměti, které jsou organizovány a skládány v dynamickou mozaiku. Při porušení nebo špatném přečtení pohybového vzoru dochází k poruchám pohybu a obratnosti někdy až k apraxii. Pohybové programy je nutno oživovat častým opakováním doprovázeným také motivací, jež je důležitá pro aktivaci limbického systému a tím lepšímu uložení programu. Při rehabilitačním postupu by proto mělo dojít k využití jak aktivace kortikálních oblastí učení, tak racionální kortikální kontroly a emoční aktivace limbického systému (Véle, 2006, p. 91).

1.2.2. Motorické učení

V 70. letech byly publikovány dvě důležité studie zabývající se motorickým učení, podle kterých můžeme rozlišit *closed loop theory* (Adams, 1971) a *schema theory* (Schmidt, 1975). Adams vyvinul svou teorii motorického učení na základě dobře známých empirických zákonů založených na pomalém, lineárním pohybu. Uvádí, že všechny pohyby jsou tvořeny průběžnou zpětnou vazbou za současného porovnávání správného provedení na periférii, podle naučeného pohybu. Tento děj nazývá „vjemovou stopou“. To znamená, že když člověk provede pohyb do určité pozice, vlastní zpětná vazba informuje o konkrétním umístění končetiny CNS, kde tato informace zanechá „stopu“. Každým dalším prováděním pohybu, se vytváří další stopy a člověk se přiblíží k provedení cíleného pohybu. Při dalším provádění pohybu je snaha se dostat do pozice v prostoru, pro kterou bude rozdíl mezi probíhající zpětnou vazbou a vjemovou stopou minimalizován, a proto říká, že se vjemová stopa stane ve spojení

se správným pohybem silnější a chyby v provedení klesají s praxí (Schmidt et al., 2005, p. 410).

Podle Schmidta se v Adamsově teorii vyskytují rozpory v jeho predikcích motorického učení, týkajících se subjektivního zesílení stopy při pomalých pohybech. Tvrdí, že vjemová stopa v určité poloze končetiny nemá dostupné žádné informace o výši provedených chyb pohybu a neexistuje žádný mechanismus detekce chyb u pomalých pohybů. Nicméně existuje mechanismus pro detekci chyb u pohybů rychlých, pro které nemůže být pravděpodobně teorie vjemové stopy s vedeným pohybem použita. Adams tyto rychlé a pomalé pohyby nerozlišuje. Další argument proti této teorii poskytla literatura o variabilitě při provádění pohybu. Protože je vjemová stopa vytvořena zpětnou vazbou pouze při správném pohybu, provedení pohybu jiným způsobem (variabilně) by nemělo zvýšit sílu vjemové stopy. Proto také Adamsova teorie tvrdí, že variabilita pohybu by měla být méně efektivní pro učení než cvičení s cílením na různé body, což je opakem, který Schmidt potvrzuje literaturou (Schmidt et al., 2005, p. 412).

Schmidtova teorie schématu tvrdí, že existují 2 stavy paměti. Paměť vyvolávací, zodpovědná za tvorbu pohybu a paměť rozpoznávací, odpovědná za jeho vyhodnocení. Při rychlých, balistických pohybech jsou vyvolávací paměti zapojeny motorické programy, vytvořené pro provedení pohybu s minimální zpětnovazebnou reakcí z periferie. Rozpoznávací paměť je systém schopný vyhodnotit provedený pohyb po jeho dokončení a informovat o množství a směru chyb. Hlavní myšlenkou Schmidtovy teorie je generalizovaný motorický program, jež tvoří neměnné parametry, které jsou zapotřebí pro specifikování způsobu provedení jakékoliv konkrétní situace. K těmto parametrům se přidávají krátkodobě uložené informace o počátečních podmínkách před pohybem (pozice těla, váha předmětu atd.), rozšířená zpětná vazba o výsledku pohybu a další senzorycké konsekvence o pocitu z pohybu (Schmidt et al., 2005, p. 413).

1.2.3. Obnova funkce a motorické učení po CMP

Tak jako u zdravých jedinců i u pacientů postižených CMP, by terapie měla obsahovat různé kombinace opakovaných pohybů, ačkoliv ve srovnání s motorickým učení u zdravých jedinců není toto téma až tak systematicky prostudováno. Dále také adaptace a učení závisí na omezeních vyplývajících z úkolů, které pacient nemusí zvládnout na základě některé z patologických modifikací. Příkladem je modifikace motorického plánování vytvářející různé kompenzační strategie pohybu a modifikace programů vedoucí k novým kombinacím mezikloubních koordinačních vzorů. Nicméně studie o lepší motorické funkci horní končetiny

po rehabilitaci jsou někdy nejasné a u jednotlivých neurofacilitačních terapeutických přístupů nebyla prokázána signifikantní převaha úspěchu léčby jednoho nebo druhého. Každopádně se mnohé studie shodují, že léčebné přístupy užívající malý počet opakování nemohou být v terapii úspěšné. Oproti zdravým jedincům, u pacientů provádějících jeden cílený pohyb byla funkční obnova ve formě rychlejších a přesnějších pohybů splněna. Nemůžeme tudíž přesně říct, jaké schéma terapie by bylo pro motorické učení u pacientů po CMP nejvhodnější a jestli postižený mozek využívá stejně sensorických informací jako zdravý jedinec. K tomu postižený jedinec nemusí být schopný těžit z variabilních úkolů, dokud nebudou obnoveny motorické základy (Bernstein, 2004, p. 301).

Časový průběh motorického zotavení z CMP je velmi variabilní s nejrychlejším vývojem během prvních 3 měsíců po iktu. Ačkoliv není mechanismům obnovy úplně porozuměno, důkaz reorganizace naznačuje přítomnost významného množství plasticity i u CNS dospělých jedinců. To že obnova funkce po mrtvici závisí na umístění, rozsahu léze a funkční reorganizací v oblastech kortexu, který nebyl zasažen, bylo dokázáno přímou studií na zvířatech. Základ reorganizace může spočívat ve značném funkčním překrývání kortikálních motorických oblastí tak, aby se byly schopny nahrazovat navzájem. Studie, které využívaly transkraniální magnetickou stimulaci (dále jen TMS) a zobrazení pomocí pozitronové emisní tomografie, prokázaly aktivaci korových oblastí nesouvisejících za normálních podmínek s typem studovaného pohybu. Zjistilo se také, že první náznaky reorganizace vznikají ve vzdálených oblastech od léze, pravděpodobně značí aktivaci alternativních drah. Byla zaznamenána větší aktivace senzomotorické oblasti, suplementární motorické oblasti, inzuly a parietálního kortexu (Bernstein, 2004, p. 295; Enoka, 2008, p. 391).

Hybný systém je vlivem destrukce určitého počtu neuronů z funkčního hlediska podroben dvěma základním změnám. Vzruchová aktivita, která přichází z mozku do míchy je snížena a dochází k dysbalanci mezi excitací a inhibicí. Převaha podnětů excitačních způsobuje zvýšenou reaktivitu a následně spasticitu svalů, naopak antagonisté dostávají podněty inhibiční a dochází k útlumu. Po náhlém začátku CMP dochází v hybném systému po počáteční pseudochabé paréze k rozvoji hyperreflexie a spasticity doprovázených spontánním návratem volní hybnosti. Tato obnova je založena na dvou mechanismech. Při prvním dochází k odumření axonů zničených neuronů, čímž se uvolní synapse, které obsadí nové větévky vytvořené z axonů zachovalých (tzv. sprouting). Tato synaptogeneze je značně ovlivněná aktivním pohybem. Například po čtyřdenní stimulaci intrakortikálních spojení u kočky, došlo ke zvýšení hustoty specifických synapsí II a III vrstvy motorického kortexu, ke změně jejich strukturálních

rysů a činnosti. Dojde tedy z části k úpravě funkčních spojení, ale i k zvýšení reflexní odpovědi. Dalším mechanismem je plasticita mozkové kůry, při které dochází k využití paralelních „rezervních“ mozkových spojení existujících, ale dosud nevyužitých (Votava, 2001, pp. 184-189; Enoka, 2008, p. 391).

Plasticita je jedna z nejpozoruhodnějších funkcí CNS, kdy se v podstatě jedná o adaptaci a znovu učení po traumatu, které může vést až k „dramatické“ topografické reorganizaci. Plasticita není omezena pouze na patologickou změnu supraspinálních struktur. Změny byly prokázány u osob bez postižení, pouze po delší specializované činnosti jako čtení Braillova písma nebo hraní na hudební nástroj. To znamená, že lidský mozek je pořád v procesu přestavby. U unilaterální CMP pak dochází ke změně i u interhemisférické projekce a projekce descendentní, zejména pak ke zvýšení interhemisférické inhibice z nepoškozené hemisféry. Tyto změny mohou zasahovat do obnovy funkce částí těla ovládaných poškozenou hemisférou. Byly tudíž navrženy některé řešení pro podporu plasticity jako TMS, zvýšení somatosenzorického vstupu z postižené končetiny, snížení aktivity motorického kortexu nepostižené hemisféry, také pomocí TMS, nebo snížení somatosenzorického vstupu nepostižené končetiny (Latash, 2008, p. 359).

Přizpůsobení a funkční neurální adaptace po postižení využívá náboru dalších seskupení motorických neuronů, přenosu funkce ze zničených do zachovalých oblastí nebo oblastí funkčně souvisejících. Nervové buňky nejsou schopny proliferace, a tak je částečně nahrazena tímto adaptivním mechanismem, jenž využívá změn v nervovém systému založeném na zpřístupnění skrytých nervových drah, které nejsou obvykle používány. Toto také vedlo k názoru, že pro obnovu motoriky je možné využít rehabilitační přístroje ke zvýšení intenzity terapie (Nudo et al., 2007, pp. 840–845).

Důležité je pohlížet také na deficit somatosenzorický, jenž ovlivňuje funkci propioceptivních orgánů (svalové vřetenko, Golgiho šlachové tělíčko a mechanoreceptory v kůži), snímajících polohu a pohyb. Vnímání pohybů těmito senzory je důležité pro utváření dopředného motorického řízení (feedforward), koordinujících dynamické pohyby během úkolů pro dosahování a řízení zpětného (feedback), které stabilizuje končetinu proti zevním vlivům. Díky těmto vlivům, které mohou být po mozkové mrtvici různě poškozeny, je důležitý další výzkum toho jak propioceptivní deficit může ovlivnit kontrolu pohybu (Simo et al., 2014, pp. 1-24).

Jak uvádí ve své studii Vidoni et al. (2009, pp. 36-45), má léze senzorické kůry vliv

na motorické učení. Propriocepce tak podle autorů souvisí se změnou schopnosti naučit se a zopakovat určitý pohybový vzor i při zohlednění věku. Ukazuje se, že propriocepce je důležitá pro zlepšení přesnosti pohybu při provádění opakujících se pohybových vzorů, tudíž může být důležitá pro formování a obnovování určité šablony odpovídající motorickým příkazům o rychlosti pohybu.

1.2.4. Kortikalizace a obnova funkce ruky

Pro komunikaci a interakci s okolím je ruka spolu s mozkem a okem jednou z nejdůležitějších komponent. Kvůli vztahům ruky s ontogenetickým a fylogenetickým vývojem a jejím vlivu na lokomoci by měla patřit k hlavním cílům rehabilitace nejen hemiparetických pacientů (Mayer, Hlušík, 2004, pp. 9-13).

Ve srovnání s pletencem ramenním je díky manipulačnímu zaměření a funkční úkolové variabilitě ruka extrémně kortikalizována, přičemž je značný rozdíl i ve stranové diferenciaci, kdy pletenec je řízen mnohem více bilaterálně s větším podílem aktivace suplementární motorické oblasti, premotorické oblasti a subkortikálních struktur. Velikost této kortikální reprezentace je ovlivněna zároveň řadou faktorů zahrnujících zranění nebo některé praktické dovednosti. Motorická a senzorní projekce z kortikální oblasti do periferie a naopak, je charakterizována konvergencí a divergencí. V případě ruky, signály z většího počtu neuronů mohou vést k odezvě ve stejném svalu, zatímco stimulací jednoho kortikálního neuronu můžeme vyvolat reakci ve více svalech celé končetiny. Tato organizace potvrzuje, že aktivita kortikálních neuronů zahrnuje spíše komplexní pohyby než aktivaci jednotlivých svalů. Můžeme tak zde zmínit zásadu, z níž vychází moderní neurofyziologické koncepty, že mozek „nemyslí“ v jednotlivých svalech, ale v celých pohybových vzorcích (Holubářová et al., 2008, p. 18). Kortikální kontrola ruky bývá často poškozena právě při CMP v oblasti povodí ACM. Díky moderním zobrazovacím metodám můžeme sledovat tzv. fenomén kompetice kortikálních reprezentací sousedících sektorů pohybového aparátu, kdy při trénování určité části těla dochází k rozšíření motorické kůry mezi jiné oblasti. Tuto situaci lze sledovat u nadměrné aktivity ramene, která svým způsobem nahrazuje motorický kortex pro funkci ruky (Mayer, Hlušík, 2004, pp. 9-13; Latash, 2008, p. 243). Pro správnou funkci ruky je důležitá koordinace dosahování s úchopem v čase a prostoru. Při dosahování na cíl je zásadní vytvoření funkčního otvoru mezi palcem a prsty, kvůli efektivní strategii a úspoře energie a času již během pohybu. Typický průběh je vytvoření otvoru už před dosažením objektu, a to o větší šířce než je

uchopovaný předmět. Těsně před jeho uchopením je pak zmenšen na ideální velikost (Schmidt et al., 2005, p. 249).

Zlepšení funkce paretické horní končetiny po CMP je určena zejména zlepšením funkce ruky, přes to navrácení funkce ruky často zaostává za navrácením funkce proximálních kloubů a porucha bývá resistantní vůči terapii. Jak uvádí studie, 3 měsíce po příhodě pouze 12% pacientů neuvádí potíže s funkcí ruky a 38% uvádí naopak hlavní problém ve funkci ruky a její motorické kontrole, která je důležitá pro Activities of Daily Living (dále jen ADL). Namísto toho si pacienti vytváří kompenzační strategie užíváním nepostížené končetiny (Duncan et al., 2003, pp. 950-963). Nicméně co se týká praktického využití těchto poznatků, studie založené na opakovaných pohybech prstů v čisté flexi a extenzi zaznamenaly taktéž zlepšení ve funkci ruky. Poslední komplexní studie uvádí, že pouze 25% z 30 robotů ruky bylo klinicky testováno, zejména kvůli jejich složitosti (Balasubramanian et al., 2010, pp. 661-670).

1.2.5. Feedback a virtuální realita

Zpětná vazba neboli feedback, je proces využívající senzoričkových systémů k informování CNS o provedených činnostech ve vnějším nebo vnitřním prostředí. Feedback můžeme klasifikovat jako vnitřní a vnější. Vnitřní feedback odpovídá vlastní senzoričko-percepční informaci (zrak, propiocepce, dotek, tlak a sluch), vzniklé jako výsledek pohybu. Vnější rozšířený feedback je přidaná informace z vnějšího zdroje a je rozdělován jako „knowledge of results“, což je vnější informace o konečné pozici provedení úkolu a „knowledge of performance“, jež odpovídá informaci o charakteristice provedení pohybu. (Van Vliet et al., 2006, pp. 831-840).

Biofeedback může být definován jako technologie, která pomocí různých nástrojů pomáhá člověku zobrazit některé normální či abnormální fyziologické děje ve formě vizuálních nebo sluchových signálů, za účelem umožnění manipulovat s těmito jinak mimovolními procesy. Většina přístupů v terapii je tvořena poskytnutím vhodného propioceptivního vstupu, k dosažení vhodné motorické odpovědi pacienta. I když tento přístrojově vytvořený feedback nemůže plně nahradit terapeuta, určité výhody jsou zřejmé. Zejména pak poskytnutí exteroceptivních podnětů, které jsou přesné a okamžité. Dochází tedy k náhradě neadekvátního propioceptivního stimulu a vytvoření preciznějšího signálu, než by tomu bylo v případě terapeuta. Tato přesnost umožňuje CNS vytvořit vhodnou senzomotorickou smyčku pod vlivem volní kontroly pacienta (Basmajian, 1979, p. 6).

Je zřejmé, že feedback může být zprostředkován pacientovi v různých formách, jednou z novějších využívající vizuální podněty je skrz prostředí virtuální reality (dále jen VR). Obecně vzato se přístroje využívající virtuální realitu skládají ze dvou hlavních částí. Z prostředí uživatelského a z prostředí virtuálního. Komunikace a výměna informací mezi těmito dvěma prostředími probíhá skrz bariéru, která se nazývá rozhraní. Při iniciaci vstupního signálu, jako je pohyb, nebo generování síly uživatelem, toto rozhraní překládá tyto informace na digitální signály, které jsou dále zpracovány systémem a předány uživateli skrz různé zobrazovací technologie (Reiner, 2012, p. 6).

Studie využívající VR pro rehabilitaci ruky po CMP poskytují optimistické závěry, ale pro zobecnění těchto výsledků je potřeba dalších výzkumů. Nicméně například studie Cirstei et al. (2007, pp. 1237-1242) potvrdovala, že dvoutýdenní terapie, zahrnující 10 hodin úkolů se zacílením na různé body, dosáhla zmenšení motorického poškození a zlepšení kvality pohybu i v chronické fázi CMP. Tento druh terapie měl dobré výsledky i za použití úkolů s přenášením předmětů. Je ale stále nezbytné posuzovat jednotlivce podle jejich motorického deficitu, kdy například v iniciálním stádiu CMP by využití této technologie nemuselo být přínosem.

Z dostupné literatury o řízení pohybu je jasné, že terapeutické úkoly zahrnující cílené pohyby horní končetiny spolu s úchopy, souvisí s vizuální zpětnou vazbou v závislosti na maximalizaci přesnosti pohybu. Vizuální feedback je nejpreciznější v případě, že se oči můžou fixovat na cíl po určitou dobu před manuálním kontaktem. Současná koordinace očních pohybů je v úzké souvislosti s pohyby hlavy a počátek pohybu očí je téměř shodný s aktivitou horní končetiny a šíje. Koordinace končetiny s pohyby očí během konečné fáze pohybu byla zkoumána Helsenem et al. (1997, pp. 161-177). Byla jí podpořena myšlenka určitých generalizovaných motorických programů, při kterých oči fixují předmět za polovinu času potřebného pro zacílení končetinou (Schmidt et al., 2005, p. 244).

1.3. Robotická terapie po CMP

Spolu s vývojem nové, rychlejší počítačové techniky, výpočetních postupů a zdokonalení elektromechanických komponent se vyvinula i technologie robotická s příslibem pro rehabilitační intervenci (Pignolo et al., 2009, pp. 955-960). Robotická terapie jako nový druh neurorehabilitace, je příslibem pro zkvalitnění tradiční péče. Pomocí robotických přístrojů může být dosaženo četnější a intenzivnější terapie bez důsledků únavy, současně s přesnějším naprogramováním individuálně, přesně podle potřeb pacienta. Další možností terapie je využití senzomotorického feedbacku v podobě vizuální nebo poslechové. Přes to se s podobnými zařízeními setkáváme zatím zřídka (Liao et al., 2011, pp. 111–120).

Obsah terapie byl postaven na několika principech motorického učení. Prvním z nich je intenzivní, aktivní a opakující se pohyb. Druhý princip je založen na senzomotorické integraci, kvůli klíčovému vlivu smyslových vjemů na motorické učení po mozkové příhodě. Nakonec jde o vliv vysokého množství pozornosti a komplexnosti zkušeností, které mají efekt jak na mozek zdravý, tak i na mozek neurologicky poškozený (Takahashi et al., 2008, pp. 425-437). Masiero et al. (2011, pp. 355-366) předpokládá, že optimální rozvržení robotické terapie pro pacienty v akutním a subakutním stádiu by mělo být rozděleno do dvou fází: počáteční doplňující robotická terapie (první stupeň) a poté substituovat část konvenční terapie robotem (druhý stupeň). Tímto způsobem by se mohlo zvýšit množství ošetření ve fázi zotavení. Nicméně, z organizačního hlediska, rovnocennost robotické a fyzikální terapie lze považovat za pozitivní výsledek.

Podobné argumenty ve svém souhrnu uvádí i Pignolo et al. (2009, pp. 955-960), podle něj by neurorehabilitace měla být intenzivní a dlouhotrvající. U současných konvenčních metod, které se liší principem a strategií bez známek rozdílu účinnosti, je však cvičení špatně opakovatelné. Koncové body, které jsou využívány, jsou špatně představitelné a to může ovlivnit jejich motivaci. Autor připomíná také, že terapeut nemůže spolehlivě vyčíslit funkci motoriky a účinnost léčby. Takzvané semi-kvantitativní hodnotící škály jsou pouze stanovené metody k hodnocení s možnou určitou subjektivní výchylnou. Proto je robotická terapie považována za prostředek, díky němuž může být terapie vykonávána a upravována s náležitou přesností opakování, ve shodě s reziduální motorickou funkcí a léčebným cílem. Dále se Pignolo zmiňuje, že je výhodou vzájemná interakce mezi člověkem a robotem, kdy dochází ke kompenzaci jejich přirozených nedostatků a navzájem těží ze svých benefitů. Robotická terapie dodává terapii přesnost a spolehlivost při repetitivních pohybech. Naproti tomu

postrádají flexibilitu a adaptaci, nezávislou komunikaci, vysoký stupeň zpracování informací a schopnost reagovat na jemné smyslové vjemy, které jsou charakteristické pro člověka.

Zavedení robotických systémů do klinické praxe, je užitečné alespoň z hlediska efektivního využití lidských zdrojů a standardizaci rehabilitačních procedur. Robotická terapie by měla zmírnit pracovní zátěž fyzioterapeuta, což mu umožní soustředit se na cíl funkční rehabilitace během individuální terapie a dohlížet na několik pacientů najednou během robotických terapeutických sezení. Tento přístup by lépe využil čas a odbornost fyzioterapeutů, při současném zvýšení efektivity a účinnosti rehabilitačního programu (Kahn et al., 2006, pp. 619-629).

Obnovení motoriky u pacientů po CMP pomocí robo-rehabilitace horních končetin je fakt a je také dokázáno, že rehabilitace zahrnující robotickou terapii indukuje reorganizaci mozku, což posiluje postavení této technologie. Pellegrino et al. (2012, pp. 497-510) poznamenal, že se interhemisférické spojení mezi primárními somatosenzorickými oblastmi po roboticky asistované terapii dostali blíže k "fyziologické úrovni," souběžně s přesnější kontrolou ruky.

1.3.1. Klasifikace robotických zařízení

Vývoj terapeutických robotů šel ruku v ruce s vývojem robotů pro průmyslové využití, se záměrem léčení horní končetiny po mozkové příhodě (Garcia et al., 2007, pp. 90-103). V 60. letech minulého století byla vyvinuta v USA ortéza se 4 stupni volnosti Case Manipulator, následována Rancho Los Amigos Manipulator se 7 stupni volnosti. V Evropě se v 70. letech německým výzkumníkům podařilo vyvinout robotickou paži s 5 stupni volnosti jménem Heidelberg Manipulator (Pignolo et al., 2009, pp. 955-960).

Dosud bylo vytvořeno několik druhů robotů, které můžeme klasifikovat z několika úhlů pohledu (Poli et al., 2013, p. 153872).

- V závislosti na druhu terapie pohybu:
 - a) pasivní pohyby, kdy robot pohybuje pacientovou paží,
 - b) aktivní neasistovaný způsob, při kterém pacient provádí úkol bez poskytnutí pomoci robotem,
 - c) aktivně asistované pohyby podporované přítomností nebo absencí svalové aktivity, kdy robot pomáhá při pohybu,

- d) aktivně rezistované pohyby, kdy robot provádí odpor proti pohybu nebo směrové výchylky během terapie,
 - e) bimanuální terapie, ve které je aktivní pohyb nepoškozené končetiny zrcadlen simultánními aktivními, pasivním nebo asistovanými pohyby končetiny poškozené za pomoci robotického zařízení.
- V závislosti na tom, pro terapii jakého segmentu nebo části horní končetiny je robotické zařízení vyvinuto:
 - a) unilaterální nebo bilaterální terapie v ramenním kloubu,
 - b) terapie pohybu v loketním kloubu,
 - c) terapie pohybů zápěstí,
 - d) terapie ruky.
 - Dalším rozdělením můžeme roboty horní končetiny rozdělit podle jejich mechanické stavby a charakteristiky:
 - a) exoskeletony,
 - b) end-efektorové manipulátory.

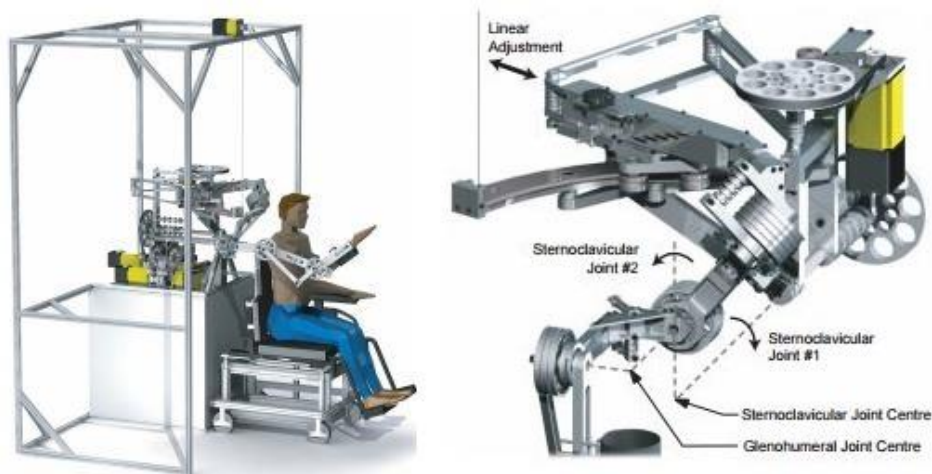
Exoskeletony, jak už název napovídá, kopírují svým spojením kostru člověka a mají přímou kontrolu nad jednotlivými klouby. Podle Pignola jsou možné 3 způsoby použití. Zvýšení síly, kdy robot vytváří odpor a zátěž na končetinu. Zpětná vazba hmatových funkcí a pohybová rehabilitace, kdy exoskeleton kompenzuje nedostatek síly při plnění úkolů (Pignolo et al., 2009, pp. 955-960). Kvůli jejich designu musí být exoskeletonové zařízení k horní končetině připojeno ve více místech. Přestože může docházet k horší adaptaci robotů na různé délky končetin, široké rozhraní dovolují exoskeletonům přizpůsobit se postuře končetiny a kontrolovat aplikaci pohybu na každý kloub odděleně. Proto je možné generováním kombinace točivých momentů v určitých kloubech zacílit na specifické svaly a ve srovnání s end-efektorovými roboty, můžou vykonat větší rozsah pohybu, což má za následek širší spektrum rehabilitačních pohybových cvičení. Tato zařízení musí být také schopna produkovat pohyby podobné těm na horní končetině, která má celkem 9 stupňů volnosti bez kloubů prstů.

Když počítáme elevační, depresní, protrakční a retrakční pohyby v glenohumerálním skloubení, má rameno 5 stupňů volnosti, což by mělo být zohledněno při konstrukci robota, neboť při abdukci HK nad horizontálu dochází k elevačnímu pohybu v tomto kloubu. Další zajímavostí je, že 2 stupně volnosti pohybu v zápěstí ve skutečnosti náleží 4 různým osám a mezi osou flexe a extenze je průměrně 5 mm posun (Ludewig et al., 2009, pp. 378-389).

U End-efektorových zařízení dochází ke kontaktu pacienta s koncovým efektem. Systém je navržen tak, aby trajektorie efektoru odpovídala přirozené trajektorii ruky v prostoru pro plnění úkolů. Navíc postavení efektoru a distální části končetiny podmiňuje funkční postavení ramene (Pignolo et al., 2009, pp. 955-960; Brewer et al., 2007, pp. 22-44).

1.3.2. Přehled vybraných robotických zařízení

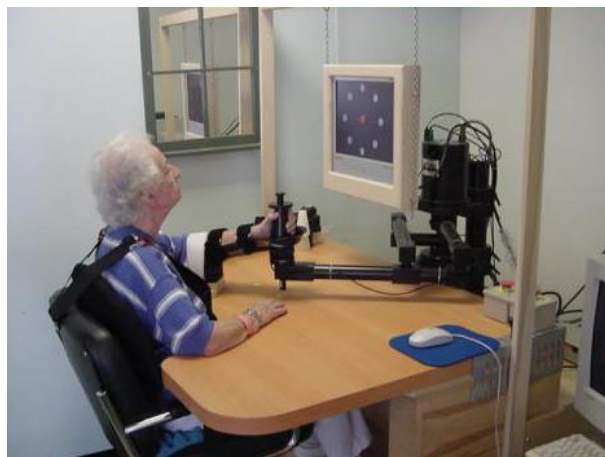
Je samozřejmě snahou do konstrukce exoskeletonů začlenit co nejvíce stupňů volnosti. Byly vyvinuty přístroje, které obsahují 2 stupně volnosti ve sternoklavikulárním skloubení ramenního komplexu. Existují robotická zařízení, která dokáží provést pohyb s elevací a depresí ramenního pletence (např. MGA, ARMin III a IntelliARM), ale přístroj MEDARM umí ovládat pohyby i do retrakce a protrakce (viz Obr. č. 1.). Některé typy užívají ve sternoklavikulárním skloubení pasivní stupně volnosti, které dovolují kloubu volný pohyb, znemožňují však v kloubu schopnost tento pohyb generovat. Většina přístrojů exo typu pak neobsahuje všechny stupně volnosti pro pohyb prstů. Při využití všech stupňů volnosti by bylo možné dosáhnout větší efektivity funkční terapie a ADL cvičení (Lo, 2012, pp. 261-268).



Obrázek č. 1. MEDARM – mechanismus pro ramenní pletenec (Ball et al., 2007, pp. 1-6)

Společným cílem vědců při vyvíjení robotických zařízení bylo facilitovat pohyby v ramenním a loketním kloubu pro dotekovou funkci distální částí končetiny. Studie Hogana a Krebse se zařízením MIT-MANUS (viz Obr. č. 2.), byla první, která hodnotila vliv robotické terapie. MIT-MANUS je planární manipulátor s end-efektorovou rukojetí, umožňující pohyb v horizontální rovině za využití zpětné vazby. Umožňuje pacientovi vykonávat plynulé pohyby při interakci s obrazovkou, kde je za využití hry úkolem například přenášení předmětů (Hogan et al., 1992, pp. 161).

Signifikantní obnovení motoriky pomocí přístroje MIT-MANUS bylo prokázáno na více než 100 případech CMP, a to jak ve fázi akutní, tak i chronické. Zajímavý byl také výsledek, že funkční zisk byl pozorován jak 3 měsíce po robotické terapii, tak při následné léčbě po 3 letech. To potvrdilo tvrzení, že proces návratu funkce a regenerace nervových struktur pokračuje daleko za interval 3-6 měsíců v závislosti na místě léze (Krebs, 2004, pp. 5-15).



Obrázek č. 2. Planární manipulátor MIT-MANUS (Krebs et al., 2004, pp. 5-15)

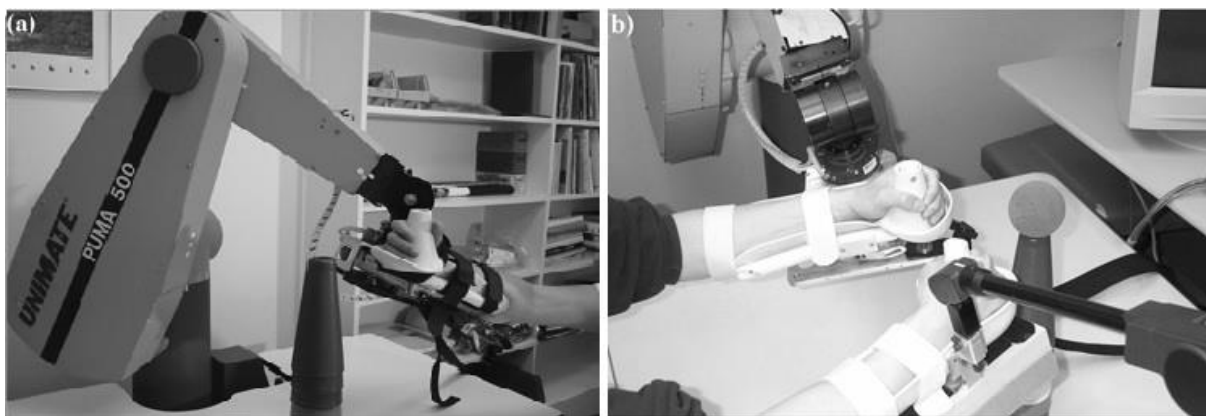
Italský tým okolo Masiera et al. (2009, pp. 203-206) vyvinul přístroj s cílem terapie pro pacienty několik dnů po iktu (viz Obr. č. 3.). Pomocí tří nylonových drátů, je převeden rotační pohyb z tří motorů do 3D trajektorie paže. Přístroj může být využit i u pacientů na lůžku, při současném využití repetitivních pohybů v ramenním a loketním kloubu.



Obrázek č. 3. NeReBot (Masiero et al., 2007, pp. 142-149)

1.3.3. Bilaterální robotická terapie

Další způsob robotické terapie pracuje na principu symetrického bilaterálního pohybu jak paretické tak i nepostižené končetiny. Jako první byl ve studiích Luma zkoumán bimanuální 3D pohyb pomocí přístupu Mirror-Image Motion Enabler concept (dále jen MIME). MIME se skládá z modifikovaného manipulátoru se 6 stupni volnosti, vykonávající pohyb a sílu na předloketní dlaze, která slouží k podpoře paretické končetiny (viz Obr. č. 4.). Neparetická končetina je na druhé dlaze spojené s takzvaným polohovým digitalizátorem. To znamená, že když pacient pohne nepostiženou končetinou digitalizátorem, robot vede paretickou ruku zrcadlovým pohybem. V unilaterálním módu je robot schopen provádět pasivní, aktivně asistovanou a aktivně odporovanou terapii. Ve srovnávacích studiích bylo prováděno porovnání chronických pacientů léčených pomocí MIME, vůči použití konvenční neurovývojové terapie. Terapie potvrdila svou efektivitu, nicméně v bilaterálním provedení nebylo při obnově motoriky dosaženo znatelnějších úspěchů (Lum et al., 1995, p. 166; Lum et al., 2002, pp. 952-959; Lum et al., 2006, pp. 631-642).



Obrázek č. 4. Mirror Image Movement Enabler, (a) unilaterální mód, (b) bilaterální mód (Lum et al., 2006, pp. 631-642)

Rozšíření terapie na základě systému MIME, přišlo díky evropskému projektu Gentle/S, který poskytuje na základě výběru cíle zlepšení iniciace pohybu. Používá k tomu přístroj Haptic Master (viz Obr. č. 5.), jenž má haptické zařízení připojeno na závěsném mechanismu s dlahou pro podporu ruky a paže během vedení pohybu ve třech stupních volnosti. Na základě postižení, umožňuje také na rozdíl od MIME odlehčení a závěs loketního kloubu pro vykonávání pohybů v 3D prostředí spolu s vizuálními, zvukovými a hmatovými podněty. V Pilotní studii pro tento systém pak byla prokázána větší motivace k výkonu po delší dobu díky kombinaci virtuální reality a haptické složky. Limitujícím faktorem pro terapii ADL funkcí je malý rozsah pohybu zařízení (Coote et al., 2003, pp. 27-34; Loureiro et al., 2001).



Obrázek č. 5. Haptic Master (Timmermans et al., 2014, p. 45)

Bilaterální rehabilitaci zápěstí a předloktí pomocí pasivních a aktivně odporovaných pohybů do flexe/extenze a supinace/pronace využívá systém Bi-Manu-Track (viz Obr. č. 6.). Při hodnocení u pacientů v chronickém stádiu Hesse et al. (2003, pp. 915-920) shledal tento typ terapie efektivní jak pro zlepšení motorické kontroly, tak pro redukci spasticity. Účinnost Bi-Manu-Track byla také srovnávána s elektrickou stimulací při současné konvenční terapii s výslednou lepší hodnotou FMA pro robotickou terapii. Díky těmto studiím s bilaterální terapií je usuzováno, že zrcadlové pohyby můžou podpořit funkční obnovu skrz ovlivnění kortikospinální dráhy a také, že poškozená hemisféra může být ovlivněna druhostrannou hemisférou pomocí vláken corpus callosum (Hesse et al., 2006, pp. 671-678).



Obrázek č. 6. Bi-Manu-Track (Van Delden, 2012, pp. 1-17)

1.3.4. Robotická terapie ADL

Integrace ADL aktivit do terapie exoskeletony je obtížná, ale zprostředkovaná pohybová informace přinese více přirozenosti při interakci s prostředím a větším prostorem. Posunu bylo docíleno systémem ARMin (viz Obr. č. 7.), což je první aktivní exoskeleton pro rameno, loket a předloktí, který snímá pozici, pohyb a sílu, aby mohl usnadnit pacientovi splnění úkolu. Pacient má končetinu upevněnou v distální ortéze a k terapii je opět využíváno vizuálních a zvukových podnětů. Navíc pilotní studie hodnotící efektivitu tohoto zařízení, ukázala podobnou hodnotu FMA jako u end-efektorových systémů (Nef et al., 2007, pp. 68-74).



Obrázek č. 7. ARMin exoskeleton (Klamroth-Marganska et al., 2014, pp. 159-166)

Sanchez et al. (2006, pp. 378-389) využil u exoskeletonů pasivní přístup léčby. Jeho poznatků bylo využito při konstrukci systému T-WREX komerčně známém jako ARMEO (viz Obr. č. 8.), který pasivně vyvažuje a podporuje pacienty s malou svalovou silou. Senzory pro polohu a úchop poskytují zpětnou vazbu o progresu léčby jak pacientovi, tak fyzioterapeutovi také za pomoci aktivit spojených s hrami.



Obrázek č. 8. ARMEO Spring (Gijbels et al., 2011, pp. 5-12)

Zajímavé využití bilaterální robotické terapie uvedl ve své studii Johnson, který použil zrcadlový princip ve spojení s motivací naučit pacienta znovu řídit. Toto simulační prostředí pro léčbu paže s názvem Driver SEAT se skládá z přizpůsobeného volantu, který je vybaven senzory pro měření síly vyvíjené rukou pacienta a elektromotory pro poskytnutí pomocné nebo odporové síly. Spolu s vizuálním propojením skrz počítačovou simulaci řízení auta, umožňuje přístroj zlepšení motorických schopností paretické končetiny při současném

zdokonalení jízdních dovedností (Johnson et al., 1999, pp. 227-234).

1.3.5. Domácí robotická rehabilitace

Značná potřeba rehabilitačního procesu po pobytu v nemocnici vytváří zájem o zkoumání robotických technologií pro domácí rehabilitaci. Zvláště důležitá je domácí rehabilitace z důvodu následného spontánního nepoužívání poškozené končetiny i navzdory její funkční obnově. Po propuštění z lůžkové rehabilitace, okolo 50% pacientů má nadále přetrvávající problémy s horní končetinou, a proto by mělo být toto kompenzační chování limitováno. Problémem provádění rehabilitace mimo klinické prostředí je závislost na mnoha faktorech jako dostupnost terapeuta, vzdálenost, cena, motivace pacienta, schopnosti pracovat podle terapeutických předpisů a zejména na navržení systému, který by byl schopen zprostředkovat efektivní terapii, umožňující pacientům provádění úkolů s vhodnou posturou, pohyby a intenzitou. Z pohledu terapeuta vyžaduje úspěšná domácí terapie dohled nad výkonem pacienta a péči prostřednictvím pravidelných návštěv. Tyto návštěvy mohou být osobně, nebo přes určitou formu tele-komunikace. Otázkou zůstává jak nejlépe využít robotickou technologii k úspěšné domácí rehabilitaci a uspokojení potřeb jak pacientů, tak i jejich terapeutů. Proto byl vytvořen koncept telemedicíny, který je považován za validní metodu k rozšíření robotické terapie a hodnocení do domácího prostředí. Navržené koncepční modely jsou schopné konzultační video-konference „face-to-face“, za současné virtuální interakce mezi terapeutem a pacientem. Dále jsou schopné kontrolovat a hodnotit pacienta, umožňují hrát různé hry a plnit úkoly. Tato takzvaná tele-terapie a tele-monitoring poskytuje příležitost pro integraci s robotickými systémy. Technologie domácí tele-terapie by měla být cenově dostupná a pro dosažení cenové dostupnosti těchto systémů to znamená často vyvíjení zařízení s menšími stupni volnosti, obsahující jednoduché nebo komerční hry a pasivní klouby bez ovládání nebo pohonu. Často domácí rehabilitační systémy neprovádí pouze terapii na dálku, ale také poskytují feedback skrze hry a virtuální realitu, které zvyšují motivaci a správnost provedení terapie bez dozoru (Loureiro et al., 2011, pp. 1103-1118).

1.4. Hodnocení osob po CMP

Hodnocení slouží k upřesnění klinického a funkčního stavu v průběhu hospitalizace. Dále sledují účinky léčby a napomáhají určovat míru závislosti. Pro tento úkol nám slouží celá řada neurologických škál. Některé dotazníky týkající se hodnocení denních aktivit a kvality života jsou zatíženy značnou subjektivitou, neboť vyžadují názor pacienta na daný problém. Proto by měly být doplněny o testování objektivní, podložené přesnými hodnotami, k čemuž může vhodně sloužit například robotické hodnocení senzomotorického systému. Objektivní testování dle doporučených škál je důležité ve smyslu stanovení další terapie a její efektivity. Při těžším neurologickém postižení většinou nedochází k úplnému funkčnímu obnovení, proto po stanovení hodnot škály můžeme vhodně následnou léčbu a terapii upravovat nebo ji i v některých případech ukončit (Ehler, et al., 2009, pp. 179-181). Testování také umožňuje srovnávání efektivity různých terapeutických přístupů a úspěšnost pracovišť. Při tom vycházíme z analýzy různých faktorů, jako jsou typ a stupeň neurologického postižení, komorbidita, úroveň kognitivních funkcí, omezení aktivit denního života, různé bariéry v okolí pacienta a jeho sociální začlenění. Přístup k pacientovi během testování se v posledních letech hodně změnil. Nové metody hodnotí pacienta nejen z čistě medicinského hlediska, ale také z jeho vlastního pohledu vnímání problému fyzického, duševního a sociálního, tudíž se kvalita života stává jedním ze zásadních parametrů (Vaňásková, 2005, pp. 311-314). Světová zdravotnická organizace (WHO) pro srovnání následků vyvolaných zdravotním problémem a jejich hodnocení jak v praxi a výzkumu, tak i v sociální politice a vzdělávání, vytvořila Mezinárodní klasifikaci funkčních schopností, disability a zdraví (dále jen MKF). Díky její univerzálnosti, MKF poskytuje popis funkčních schopností, jejich omezení a organizování těchto informací ve stručné a přístupné formě (Pfeiffer, Švestková, 2001, p. 17).

Funkční hodnocení následků u cévních mozkových příhod se rozlišuje do tří skupin, a to *porucha (impairment)*, *omezení aktivity (disability)* a *participace*, které můžeme využít i při jiných neurologických onemocněních. Pro testování poruchy existují specifické testy jako Chedoke McMaster, pomocí nichž se dá její závažnost velmi přesně určit. Jedná se o poruchy čítí, motoriky nebo rovnováhy. Pro omezení aktivity je široce využíván Barthelové Index (BI) nebo Test funkční soběstačnosti (FIM). Participace je pro hodnocení poměrně nejobtížnější, proto existuje řada testů, z nichž žádný není standardní. Jedná se v podstatě o zapojení příslušné osoby do různých životních situací vzhledem k její poruše. Pro hodnocení kvality života se často používá standardizovaný dotazník SF-36 QOL (Short Form 36 Quality of Life), (Vaňásková, 2004, p. 9; Pfeiffer, Švestková, 2001, p. 19). Hodnocení spasticity se zakládá

na hodnocení efektu spasticity a hyperaktivity svalů a svalových skupin na všechny funkce potřebné pro pacienta zahrnující mobilitu, zaměstnání a ADL (Vanek, 2012).

U funkčních testů a hodnotících škál by měly být statistickými studii prokázány jisté vlastnosti použitelnosti v klinické praxi. Jsou to:

- a) Validita – stanovuje přesnost výsledků testů, a zda teoretické výklady podporují správnost měření. Podle tohoto, je jasné, že validita stupnic se vyvíjí s dostupností nových informací.
- b) Reliabilita – spolehlivost testu, která se ověřuje dosažením stejných výsledků při opakovaném použití testu a provedením nezávislými hodnotiteli
- c) Senzitivita – citlivost testu, dána podílem osob s onemocněním, které jsou během testování rozpoznány
- d) Specifita – ukazuje podíl osob bez nemoci, jež byly správně rozpoznány (Finch et al., 2002, p. 26; Vaňásková 2004, p. 6).

1.4.1. Nejčastěji užívané škály pro hodnocení stavu horní končetiny po CMP

1.4.1.1. ABILHAND

Název je tvořen ze slov *the ability of hand*. Toto hodnocení, jež vyvinul Penta et al., je založené na hodnocení manuálních dovedností pacienta potřebných pro běžný život, jako sycení, oblékání. Tyto manuální dovednosti důležité pro následnou rehabilitaci se hodnotí pomocí 56 unimanuálních i bimanuálních aktivit, na které je pacient dotazován. Zaměřuje se na pacientovo vnímání a posouzení obtíží, které hodnotí na škále od 0 do 3 bez ohledu na strategii užitou k dokončení úkolu (Gustafsson et al. 2004, pp. 107-117; Penta et al., 1998, pp. 1038-1042).

1.4.1.2. Modifikovaná Ashworthova škála

Tato škála je považována za primární klinický nástroj pro hodnocení spasticity u neurologických pacientů. Hodnocení probíhá provedením pasivního pohybu. Ashworth vytvořil stupnici o 5 bodech od 0 do 4 a pro větší přesnost a diskrétnost při nástupu tonu v nízkých stupních byl přidán stupeň 1+ (Bohannon et al. 1987, pp. 206-207).

1.4.1.3. Fugl-Meyer Assessment (FMA)

Nástroj vyvinutý A. R. Fugl-Meyerem, užívaný pro kvantifikaci tří nezávislých složek u pacientů po CMP. Na třístupňové škále se hodnotí volní pohyb horní a dolní končetiny, rovnováha a čítí, dále pasivní rozsah pohybu a hodnocena je také bolest. Sekce pro motoriku rozebírá různé aspekty pohybu jako reflexy, koordinace a rychlost, přičemž můžeme rozdělit zvláště škálu pro horní nebo dolní končetinu. Konkrétně horní končetina je ohodnocena 66 body. Dále je zahrnuta specifikace horní končetiny na proximální část se 34 body, zápěstí s 10 body a ruku se 14 body. Celkové skóre včetně dolní končetiny je pak 100. Složka pro rovnováhu se skládá ze 7 testů a sekce pro čítí využívá testování diskriminačního čítí a polohocitu (Finch et al., 2002, pp. 136-139).

1.4.1.4. Chedoke-McMaster Stroke Assessment

Chedoke-McMaster Assessment je dvousložkové hodnocení pacientů po CMP nebo jiném neurologickém problému. První část hodnotí poškození, stav obnovení motoriky a závažnost tělesného poškození. Na sedmibodové stupnici hodnotí bolest ramene, posturální kontrolu a stav paží, rukou, nohou a chodidel. 7 stupňů vychází z předpokladu 7 stádií obnovy motoriky po CMP, které první pozoroval Twitchell. Hodnocení omezení aktivity zahrnuje funkci hrubé motoriky o 10 částech a chůzi o 5 částech, které dohromady s první složkou dávají možnost maximálního skóre 100 (Finch et al., 2002, pp. 103-105; Gowland et al., 1992, pp. 58-63; Twitchell, 1951, pp. 443-480).

1.4.1.5. Action Research Arm Test

Lyle vytvořil tuto metodu testování pro hodnocení specifických změn ve funkci horní končetiny u jednotlivců s hemiparézou. Toto pozorovací testování obsahuje 19 částí rozdělených do 4 subtestů týkajících se úchopu, dosahování, špetkového úchopu a hrubé motoriky. Úkoly jsou hierarchicky uspořádány podle obtížnosti dle Gutmanovy škály a hodnoceny od 0 do 3 dle kvality provedení. Díky seřazení dle obtížnosti, je hodnocení rychlé, protože při neúspěchu pacienta v prvních úkolech, není schopen provedení úkolů dalších (Finch et al., 2002, pp. 74-75; Hsieh et al., 1998, pp. 107-113; Lyle, 1981, pp. 483-492).

1.4.1.6. Motor Assessment Scale (MAS)

Jak už název říká, jedná se o test hodnocení každodenní motorické funkce pacientů po iktu, který se skládá z 8 úkolů a 1 úkolu testujícího svalový tonus postižené končetiny. Na sedmibodové škále se hodnotí motorické funkce jako otočení na bok vleže, otočení a posazení na kraji postele, vyvážený sed, postavení ze sedu, chůze, funkce horní končetiny, pohyby ruky a její funkční aktivity. Složka hodnotící tonus je přítomna pro získání představ o přílišné nebo naopak utlumené motorické aktivitě. Autoři se soustředili na vhodnost a časovou úspornost tohoto testování pro klinickou praxi (Finch et al., 2002, pp. 169-172; Carr et al., 1985, pp. 175-180).

1.4.1.7. Wolf Motor Function Test (WMFT)

Tento test kvantifikuje motorickou funkci horní končetiny prostřednictvím jedno- nebo vícekloubových pohybů a funkčních úkolů. Úkoly jsou opět uspořádány podle obtížnosti a pohyby v jednotlivých kloubech se hodnotí proximo-distálním směrem. V první části se hodnotí timing funkčních úkolů, které mohou být provedeny, dále kvalita pohybu a antigravitační síla. Test se používá v mnoha studiích, nejčastěji tomu bylo u studií týkajících se constraint-induced movement therapy neboli nucené navozené terapie (Wolf et al., 2001, pp. 1635-1639; Whitall et al., 2006, pp. 656-660).

1.4.1.8. Functional Independence Measure (FIM)

Jedná se o hodnocení funkční nezávislosti jak pacientů po CMP nebo jiných neurologických obtížích, tak i starších lidí nebo dětí a poskytuje odhad zátěže péče pro pacienta. 13 motorických a 5 kognitivních úkolů je hodnoceno na sedmistupňové škále, která popisuje stav od kompletní závislosti po úplnou nezávislost na jiných osobách nebo pomůckách během vykonávání základních aktivit denního života. Úkoly se týkají sebeobsluhy, kontroly sfinkterů, mobility, komunikace a sociální interakce (Finch et al. 2002, pp. 144-148; Linacre et al. 1994, pp. 127-132).

1.4.1.9. Barthel Index (BI)

Hojně využívaná je pro hodnocení aktivit denního života i tato škála o 10 úkolech, původně vyvinutá pro sledování dlouho hospitalizovaných pacientů. Dosažené skóre ukazuje

taktéž na úroveň nezávislosti a soběstačnosti pacienta jak s neurologickým, tak i s muskuloskeletálním problémem. Úkoly jako krmení se, přesun z vozíku na postel, hygiena nebo oblékání jsou hodnoceny 0, 5, 10 nebo 15 body. Existuje i více senzitivní verze s 15 více podrobnými úkoly (Finch et al., 2002, pp. 87-90; McDowell, 2006, p. 66).

1.4.2. Využití robotů pro hodnocení motoriky a propriocepce horní končetiny

Robotická zařízení jsou slibným řešením pro více objektivní a senzitivní hodnocení. Rozdílné vlastnosti mezi klinickým a robotickým hodnocením jsou minimalizovány společným cílem poskytnout pacientovi i terapeutovi precizní data o funkci senzomotorického systému. Pod pojmem robotické hodnocení si můžeme představit, pokud jde o senzomotorickou funkci, ohodnocení fyzického stavu pacienta interpretováním kinematických a kinetických dat zaznamenaných senzory, které jsou vestavěné do zařízení. Klíčovou roli při hodnocení hraje převedení hrubých fyzikálních parametrů do klinicky smysluplné stupnice znázorňující daný deficit. Například přístroje exoskeletonového typu, které jsou spjaty s postiženou končetinou, umožňují zaznamenat pohybovou trajektorii precizně, včetně času dokončení a přesnosti úkolu. Další funkcí může být aktivní excitace nebo perturbace pohybů pacienta za cílem vyšetřit nedostatky neuromuskulárního řízení a při současném využití neuro-zobrazovacích metod k získání hlubšího pohledu do poškozených mechanismů (Lambercy et al., 2012, pp. 443-456).

Pro hodnocení senzomotorické funkce se ve studiích vyskytují různé veličiny, které deficit popisují. Typickou, více využívanou veličinou u funkčních pohybů spojených s dosahováním je plynulost pohybu. Například Rohrer et al. (2002, pp. 8297-8304) u pacientů postižených CMP pozoroval zlepšení plynulosti pohybu po rehabilitaci přístrojem MIT-MANUS, a také zhodnotil tuto veličinu jako validní indikátor obnovení motoriky. Studie sumarizující hodnotící funkce robotických přístrojů říká, že jednou ze základních funkcí těchto zařízení je kvantifikace pohybu končetiny (Ellis et al., 2008, pp. 321–329).

Scott et al. (2011, pp. 335-353) ve své studii uvádí některé nedostatky robotických zařízení a jejich řešení pro lepší funkci v hodnocení motoriky. Například říkají, že je obtížné hodnotit jedním zařízením všechny stupně volnosti všech kloubů končetiny. Jedna možnost je kvantifikovat více kloubů ale pouze v jednom stupni volnosti (např. flexe a extenze pro ramenní, loketní kloub a zápěstí spolu s primitivním úchopem). Druhá možnost by byla použití dvou robotů, z nichž jeden by hodnotil proximální část horní končetiny a druhý funkci

zápěstí a ruky. Druhý problém se týká měření síly, kdy obzvláště pro hodnocení síly pohybu v ramenním a loketním kloubu by byla potřeba objemných poháněcích zařízení, které by negativně ovlivňovaly schopnost provádět drobné úkoly. Autor uvádí, že by bylo možná více užitečné hodnotit rychlost provedení pohybu kvůli silnému vztahu mezi rychlostí a silou.

Pravděpodobně nejlepší využití robotické technologie k hodnocení je ve spojení s virtuální realitou, kdy dochází k dobré kontrole vizuálního a somatosenzorického systému. Tato kombinace určuje široké možnosti pro výzkum smyslových, motorických a kognitivních funkcí. Další výhodou je, že během měření je možné zaznamenávat a shromažďovat větší množství informací. Scott dále píše, že identifikovali 5 parametrů pro charakterizování pohybů založených na dosahování a vedení pohybu. Je to posturální kontrola, vizuální odezva, globální pohyby, zahájení pohybu a kontrolní zpětná vazba. Při tom výběr je založen na poznatcích, jak části senzomotorického okruhu CNS přispívají k vizuálnímu vedení pohybu. Přičemž výsledky hodnocení mohou ovlivnit samozřejmě další přidružené neurologické poruchy (Scott et al., 2011, pp. 335-353).

Pro hodnocení postižení propiocepce existuje řada jednoduchých testů využívajících manuální přemístění končetiny. I pro jednoduché testy přiřazování končetin je zapotřebí několika funkčních struktur mozku. Jedna mozková hemisféra musí snímat polohu kontralaterální končetiny a po jejím vyhodnocení dochází k převedení do hemisféry druhé. Ta musí naplánovat a řídit pohyb druhé horní končetiny a zároveň snímat její polohu. K tomu musí docházet k porovnávání informací mezi oběma hemisférami zároveň (Simo et al., 2014, pp. 1-24).

2. Diskuze

Jak je dokázáno v mnoha studiích, počet postižených CMP v Evropě roste a dle ÚZIS je evidováno v ČR na 40 000 nových případů ročně. Důsledkem tohoto postižení je u 30 % osob, které přežili, významný motorický deficit. Tito pacienti po odeznění akutní fáze potřebují nezbytnou a průběžnou lékařskou péči, zahrnující rehabilitační ošetření od specializovaného terapeuta (Masiero et al., 2007, pp. 142-149). Jak uvádí například Volpe et al. (2002, pp. 1938-1944), senzomotorická stimulace má vliv na obnovu funkce a současně na reorganizaci neurálních struktur. Navrhují tudíž robotickou terapii jako možnost léčby. Někteří autoři, jako např. Ernst (1990, pp. 1081-1085), však přisuzují zlepšení stavu pacienta spontánnímu zotavení a efekt fyzioterapie jako vysoce specifický. Nicméně převládá názor, že brzký start intenzivní léčby je důležitým aspektem péče po iktu. Je patrné z dřívějších studií, že senzomotorická stimulace má vliv na obnovu funkce hemiplegické horní končetiny po mrtvici. Proto představuje robotická terapie nový, reálný postup při léčbě tohoto postižení (Wade et al., 1985, pp. 7-13).

Na druhou stranu, v začátcích robotické terapie, se někteří lékaři tvářili skepticky k tomu, že by robot mohl pomoci s rehabilitační léčbou. Jeden z důvodů je, že se robot nemůže rovnat znalostmi a schopnostmi s terapeutem. Ale vzhledem k narůstajícímu počtu případů CMP, odhodlání vývojářů a zaujatých terapeutů, se povedlo vyvinout funkční zařízení. (Reinkensmeyer, 2009, pp. 25-39). V diskuzi je snahou přiblížit některé z posledních studií zabývajících se efektivitou a úspěšností robotické terapie motorického poškození různými zařízeními.

2.1. Efektivita unilaterální robotické terapie po CMP

2.1.1. Unilaterální terapie v akutním stádiu po CMP

Využití robotických rehabilitačních zařízení pro horní končetinu je možné nejen u pacientů chronických, tzn. několik měsíců po CMP, ale i u akutních až subakutních případů několik týdnů po prodělaném iktu. Volpe et al. (2000, pp. 1938-1944) tuto skutečnost porovnávali již dříve, také pomocí přístroje MIT-MANUS u 56 probandů v průměru 2 týdny po prodělaném mozkovém krvácení s hemiplegií nebo hemiparézou horní a dolní končetiny. Terapie zde probíhala 1 hodinu, 5 dnů v týdnu, při celkovém počtu 25 sezení. Skupina pacientů s robotickou terapií prováděla opět dosahovací pohyby s vizuální a sluchovou zpětnou vazbou

a po kompletním absolvování všech sezení měl pacient dosáhnout alespoň 1500 opakovaných cílených pohybů. Kontrolní skupina vykonávala podobné úkoly, až na to, že polovinu času prováděli probandi manipulaci s nepoškozenou končetinou a za týden absolvovali jen 1 hodinu robotické terapie. Hodnocení výsledků motorické odezvy na terapii proběhlo pomocí FMA, MSS a měření svalové síly, přičemž autoři brali ohled i na lokalizaci poškození mozkových struktur. Rozlišení poškození cévního zásobení jednotlivých laloků kortexu a subkortikálních struktur však nevedla k nálezům významných rozdílů mezi těmito kategoriemi. Náprava motorické funkce horní končetiny po terapii byla pozorovatelná u ramenního a loketního kloubu, nicméně autor se vyjadřuje k tomu, že tato obnova nebyla generalizována do ostatních distálních částí končetiny. Do studie bylo zahrnuto i zhodnocení snížení funkční disability pacienta pomocí FIM škály s výsledným pozitivním dopadem na soběstačnost pacienta a zlepšení kognitivních funkcí.

Nedávno Sale et al. (2014, pp. 1-17) provedli opět srovnání efektivity robotické terapie pomocí MIT-MANUS u 53 subakutních pacientů po iktu s kontrolní skupinou, provádějící konvenční terapii. Obě skupiny absolvovaly 30 sezení, kdy hodnocení proběhlo před terapií, po 15 sezení a na konci terapie. A to pomocí FMA, Modifikované Ashworthovy škály, pasivní rozsah pohybu a Motricity Indexu. Tvůrci studie uvádí, že je nedostatek důkazů o vlivu terapie u subakutních pacientů, a proto považují jejich přístup hodnocení za inovativní. Výsledky ukazují, že intenzivní robotická terapie po 15 sezeních v subakutním stádiu, signifikantně snížila motorické poškození, a to jak zvýšením rozsahu pohybu, tak snížením spasticity. Po zhodnocení po 30 sezeních se však výsledky vyrovnávají u obou skupin, proto autoři navrhují názor, že intenzivní robotická terapie u subakutních pacientů má větší vliv v iniciální fázi po iktu.

Autoři přístroje NeReBot, Masiero et al. (2007, pp. 142-149), využili toto zařízení taktéž k hodnocení efektivity senzomotorického tréninku u 35 hemiparetických a hemiplegických pacientů v akutním stádiu po CMP a ke zvážení některých vedlejších efektů. Zkoumaná experimentální i kontrolní skupina byla léčena pomocí terapie využívajícím Bobath koncept, přičemž experimentální obdržela intenzivní terapii poškozené končetiny, zatímco kontrolní pouze terapii končetiny nepoškozené. Výsledky byly porovnány na základě škál FMA, FIM a svalové síly. Podle očekávání, experimentální skupina vykazovala signifikantní zlepšení v motorických a funkčních schopnostech i z důvodu větší porce času obdržené terapie. Efekt přetrvával i po kontrolním hodnocení po 8 měsících v kloubu ramenním a loketním. Zejména kvůli stavbě přístroje, zápěstí a ruka nevykazovaly žádné srovnatelné zlepšení. K problematice

subakutních pacientů se vyjádřili i Rabadi et al. (2008, pp. 1071-1082). Výsledkem jejich srovnání robotické terapie přístrojem MIT-MANUS s terapií pomocí ergometru a ergoterapií bylo tvrzení, že efektivita je srovnatelná, podobně jako u chronických pacientů.

2.1.2. Unilaterální terapie v chronickém stádiu po CMP

Krebs et al. (2008, pp. 81-87) se ve své studii věnují funkčnímu přístupu v terapii za použití přístroje MIT-MANUS. Uvádí, že předchozí studie jeho týmu již prokázali signifikantní zlepšení motorické aktivity horní končetiny. Jejich cílem bylo tedy vyvinout funkční přístup pro celou končetinu při provádění úkolů, který lépe propojí klinickou praxi s robotickou. Proto v této studii srovnávají efektivitu opakovaných dosahovacích pohybů horní končetiny s hypotézou, že trénink celého přemístění končetiny spolu s úchopem předmětu bude mít lepší výsledky než jednotlivé části úkolu, jako například jen přemístění končetiny. 47 probandů v chronickém stádiu po CMP bylo rozděleno do tří skupin, z nichž první skupina prováděla pouze dosahovací pohyby na cíl na obrazovce, druhá skupina prováděla dosahování a úchop skutečných předmětů za podpory předloktí robotem a skupina třetí uchopovala předměty virtuální. Terapie byla prováděna 1 hodinu 3x týdně, po dobu 6 týdnů. Pro hodnocení výsledků byla použita škála FMA a hodnocení robotické, zahrnující planární dosahování, kreslení kruhů a izometrický stisk. Oproti původní hypotéze, výsledky ukázaly, že první skupina se výrazně zlepšila v hodnocení proximálních segmentů horní končetiny, kdežto skupina druhá a třetí pouze v oblasti karpu a ruky. Podle Krebse je to díky většímu soustředění probandů na úchop, za současného většího spolehnutí se na robotické zařízení během pohybu. Limitem studie by mohlo být neohodnocení funkční úrovně pacientů pomocí některého z funkčních testů. Zlepšení v motorických schopnostech horní končetiny však bylo signifikantní.

Jednou z dalších nedávných studií věnující se efektivitě terapie horní končetiny pomocí přístroje MIT-MANUS, je práce Posterara et al. (2009, pp. 976-980), kteří do svého výzkumu zařadili poměrně malou skupinu 20 probandů nejméně jeden rok po ischemizaci mozku, hemoragii nebo úrazu. Během 45 minut terapie, 3x týdně, po 6 týdnů, pacienti provádí cílené, planární, dosahovací úkoly, ovlivňující ramenní a loketní kloub, kdy byla kombinována asistovaná a neasistovaná dopomoc pohybu zařízením. K hodnocení stavu před a po terapii bylo použito více hodnotících škál. Byly to Chedoke-McMaster Assessment, Motor Status Scale (dále jen MSS), Pasivní rozsah pohybu a Modifikovaná Ashworthova škála. Podle autorů

výsledky hodnocení potvrzují efektivitu robotické terapie pro chronické pacienty zlepšením hodnot pasivního rozsahu pohybu i MSS. Snížení hodnot Modifikované Ashworthovi škály vyvrací hypotézu, že aktivní pohyb u spastických pacientů může zvýšit tonus.

V mnohem objemnější studii Lo et al. (2010, pp. 1772-1783) komentovali poměrně rozdílné výsledky jeho měření se stejným přístrojem. Této práci se zúčastnilo 127 probandů s různou velikostí poškození horní končetiny, minimálně 6 měsíců po CMP. Efekt robotické terapie porovnal s intenzivní konvenční terapií zahrnující běžné techniky a dále se skupinou, dostávající pouze lékařskou péči. Robotická část se skládala ze 4 bloků terapie. V prvním byly prováděny planární pohyby (v jedné rovině), ve druhém pohyby antigravitační v ramenním kloubu spolu s úchopy rukou, ve třetím bloku byl použit systém pro zápěstí a v posledním byly použity všechny 3 metody dohromady. Terapie obnášející 36 hodinových sezení během 12 týdnů byla hodnocena opět škálou FMA, ale tentokrát i funkčním testem WMFT a Stroke Impact Scale hodnotící efekt léčby během 36 týdnů. Tato studie přinesla zajímavé výsledky, kdy ve srovnání s kontrolními skupinami robotická terapie nepřinesla signifikantní zlepšení motoriky během 12 týdnů terapie. Nicméně během kontroly funkčních schopností během 36 týdnů, zaznamenala robotická terapie lepší výsledky než skupina s lékařským dohledem. Tyto výsledky byly podle autorů možná ovlivněny stupněm poškození pacientů, které bylo podle nich ve větší míře těžší a delší dobu po iktu, ve srovnání s pacienty jiných studií. Ale i přes to byla podpořena skutečnost benefitu z intenzivní rehabilitace i u pacientů několik let po iktu.

Dalším přístrojem pro neurorehabilitaci, jehož efektivita byla testována v kontrolních studiích je Haptic Master, který oproti předchozímu přístroji poskytuje kvalitnější propojení s virtuální realitou a tudíž logicky lepší možnosti pro terapeutickou intervenci. V rámci evropského projektu GENTLE/S, který tento robotický systém využívá, vypracovali Coote et al. (2008, pp. 395-405) studii hodnotící funkci horní končetiny u 20 pacientů v chronickém stádiu po CMP. Terapie byla poskytována v množství 30 minut, 3x týdně, rozdělena do tří fází, z nichž každá trvala 3 týdny. První vyšetřovací (A) fáze, druhá (B) fáze s robotickou terapií a třetí (C) srovnávací využívající odlehčovací popruh na předloktí. Pacienti praktikovali v druhé fázi funkční úkoly jako přiložit ruku k ústům, dosahování v úrovni stolu a dosahování v úrovni ramen. V třetí fázi pacienti leželi na jejich zdravém boku s podpůrným závěsem horní postižené končetiny, kterou měli za úkol vykonávat flexi a extenzi v lokti, flexi v rameni a lokti a nakonec flexi v rameni a extenzi v lokti. Přitom byly vytvořeny dvě srovnávací skupiny s různým pořadím fází. U druhé skupiny byla praktikována první fáze C, před B. K výslednému

zhodnocení bylo opět využito FMA, dále Motor Assessment Scale a aktivní rozsah pohybu. Výsledkem bylo tvrzení, že ve srovnání s jednoduchými pohyby v C fázi, se motorická obnova projevila lépe po robotické terapii využívající funkční komponenty pohybu a vizuální feedback. Dále však autoři doplňují, že přídatná terapie může zlepšit výsledek léčby, nicméně připouští, že tuto terapii by měli pacienti obdržet ve větším množství, jehož přesnější hodnota by měla být předmětem dalších studií.

Přístroj Haptic Master byl využit i v jedné z nejnovějších kontrolních studií, za účelem zhodnotit efektivitu funkčních úkolů u chronických pacientů a její vliv na kvalitu života. Timmermans et al. (2014, p. 45) v ní propojili robotickou terapii s předměty denního života a snažili se srovnat její přidanou hodnotu oproti úkolům prováděným bez použití robotického zařízení. Do studie bylo zařazeno 22 pacientů nejméně 12 měsíců po iktu, kteří byli náhodně rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Obě skupiny měli za úkol přemísťovat předměty jako hrnek na určená místa, či manipulovat s peněženkou, s ohledem na principy motorického učení zahrnující variabilitu úkolů i předmětů. Kontrolní skupina však tyto úkoly prováděla bez dopomoci zařízení. Hodnocení terapie, která trvala 30 minut, 2x denně, 4x týdně, po 8 týdnů, probíhalo před začátkem, po 4 týdnech, na konci a po 6 měsících od dokončení, a to pomocí škál hodnotící funkční pohyby jako FMA, ARAT, Motor Activity Log a sekundárně kvalitu života pomocí EQ-5D a SF-36. Nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi robotickou terapií a kontrolní skupinou a výsledky tak potvrzují i tvrzení Lo et al. (2010, pp. 1772-1783), že u chronických pacientů po CMP, nemá roboticky asistovaná terapie větší vliv na obnovu funkčních pohybů, než terapie konvenční.

2.2. Efektivita bilaterální robotické terapie po CMP

2.2.1. Bilaterální terapie v akutním stádiu po CMP

V další studii Hesseho et al. (2014, pp. 637-647) byla hodnocena efektivita další možnosti kombinace robotické terapie s konvenční u 50 subakutních pacientů. Experimentální skupina podstoupila terapii v délce 30 minut robotické terapie po dobu 20 dnů, přičemž ta obsahovala využití kombinace čtyř zařízení. Byly to Bi-Manu-Track, Reha-Digit, Reha-Slide a Reha-Slide duo, ovlivňující především distální část horní končetiny. K tomu byla provedena i individuální konvenční terapie o stejné délce. Kontrolní skupina obdržela 2x30 minut konvenční terapie každý den taktéž po dobu 20 dnů. Pro primární výstup bylo využito opět FMA, sekundárně autoři využili škál pro disabilitu ARAT, Box & Block Test,

či Modifikovanou Ashworthovu škálu. Relativní efektivita byla vyhodnocena srovnáním výsledků hodnocení po terapii a s tříměsíčním odstupem. Nicméně závěr této studie byl, že i přes zlepšení funkce horní končetiny v obou skupinách, nebyly mezi těmito rozdílnými přístupy nalezeny výrazné rozdíly. Přes to, hlavní výhodu terapie shledali autoři při hodnocení ceny terapie, kdy se hodnota robotické terapie pohybovala okolo 4 € a cena individuální terapie 10 €.

V práci Luma et al. (2006, pp. 631-642) byla srovnána bilaterální terapie horní končetiny s terapií unilaterální a konvenční. U 30 pacientů, 1 měsíc po iktu, bylo využito přístroje MIME s unilaterálním i bilaterálním módem, přičemž doba terapie byla stanovena na 15 hodinových sezení během 4 týdnů. Z výsledků práce autoři stanovili závěr, že bilaterální terapie není více efektivní než terapie unilaterální a v kombinaci obou přístupů je efektivita srovnatelná. Kombinace obou přístupů však měla lepší výsledky ve srovnání s konvenční terapií.

2.2.2. Bilaterální terapie v chronickém stádiu po CMP

Studie využívající pro hodnocení robotické technologie bilaterální terapii potvrzovali její účinnost již dříve, jako například ve studii Burgara et al. (2000, pp. 663-673), kteří vyvinuli přístroj MIME popsany výše a hodnotili jím efektivitu terapie u 21 chronických pacientů. Hesse et al. (2003, pp. 915-920) hodnotili pozitivně efektivitu prototypu zařízení Bi-Manu-Track pouze u 12 subjektů. Liao et al. (2011, pp. 111-120) ve své studii použili taktéž systém Bi-Manu-Track. U 20 chronických pacientů chtěli porovnat robotickou terapii s konvenční, za využití akcelerometru k hodnocení funkční obnovy, aby vyloučil určitou nespolehlivost škál pro ADL. Tyto akcelerometry pacienti nosili na obou zápěstích pro zjištění aktivity končetiny během aktivit v přirozeném prostředí. Sekundárně proběhlo hodnocení i pomocí FMA, FIM, Motor Activity Log a ABILHAND. Podle závěru autorů, je akcelerometr vhodný k zaznamenávání efektivitu léčby, kdy terapeut může pracovat s daty o užívání končetiny mimo léčebné zařízení a facilituje tak i snahu pacienta užívat poškozenou končetinu. Dále autoři uvádí signifikantní rozdíl ve výsledcích funkčních hodnocení, které nesouhlasí s některými z předchozích studií. Robotická terapie má podle výsledků větší vliv na obnovu funkce než kontrolní konvenční terapie. Důvodem může být intenzivnější terapie poskytovaná pacientům, motorický stav pacientů nebo i malý počet probandů. Možný je však i vliv tohoto zařízení, které více specificky ovlivňuje funkci ruky a může tak lépe ovlivnit ADL.

Ve srovnávacích studiích bylo prováděno porovnání chronických pacientů léčených pomocí MIME, vůči použití konvenční neurovývojové terapie, kdy při hodnocení pomocí Fugl-Meyer Assessment (FMA) dosáhla roboticky léčená skupina lepších výsledků. Po té bylo prováděno také zkoumání vlastního vlivu bilaterální terapie, při kterém byla srovnána terapie mezi unilaterálním, bilaterálním způsobem a kombinací obou. FMA zlepšení se projevilo u všech skupin, ale ne trvale po 6 měsíčním sledování. Zajímavé však je, že žádné signifikantní rozdíly nebyly nalezeny mezi unilaterální a kombinovanou formou terapie a navíc skupina s bilaterálním pohybem končetin vyšla z porovnání s nejnižšími zisky (Lum et al., 1995, p. 166; Lum et al., 2002, pp. 952-959).

2.3. Sumarizace výsledků z přehledových studií

Celkově vzato, otázka efektivity a funkčnosti robotické terapie byla a je zkoumána několika vědeckými týmy a bylo vytvořeno několik systematických přehledů. Podle výsledků analýzy má roboticky podporovaná terapie kladný vliv na aktivaci svalových vzorů, selektivitu a rychlost pohybu. Z následných měření má efekt několik měsíců až let. U chronického stádia se z kvantitativního hlediska projevilo krátkodobější zlepšení motorické kontroly a hodnocení podle FMA škály vzrostlo průměrně o 6%. Nicméně u zkoumaných studií nebyl zaznamenán výrazný rozdíl mezi kontrolní a roboticky testovanou skupinou z hlediska ADL (Prange et al., 2006, pp. 171-184).

Větší srovnávací systematický přehled, analyzující randomizované kontrolované studie (dále jen RCT), byl vytvořen Gheidariho týmem. Výběrovými kritérii prošlo pouze 12 studií, které byly dále rozebrány. Na základě FMA škály, FIM, Motor Power Scale a MSS byla srovnávána intenzita konvenční a robotické terapie (dále jen KT a RT) a její vliv na obnovu motoriky, ADL, sílu a kontrolu motoriky. Z analýzy RCT vyplívá, že intenzita konvenční terapie ve srovnání s terapií robotickou nemá statisticky rozdíly v hodnocení FMA. Efektu zvýšení hodnocení bylo dosaženo pouze v případě doplnění konvenční terapie, terapií robotickou. Proto je pravděpodobně důvodem efektu zvýšená intenzita pohybu. Podobné výsledky změn FMA hodnocení zaznamenala studie mezi jednotlivými stádii CMP. Proto nebyl prokázán zásadní rozdíl efektu robotické terapie u akutního, subakutního nebo chronického stádia. Jediný Sale et al. (2014, pp. 1-17) potvrdil výraznější zlepšení motoriky pomocí RT v iniciačním stádiu po iktu oproti KT. Hodnocení odezvy terapie po následné kontrole rovněž neprokázala signifikantní

rozdíl obnovy motoriky mezi KT a RT. U funkčních schopností (ADL) hodnocením pomocí FIM nebyl prokázán mezi skupinami KT a RT rozdíl (Gheidari et al., 2012, pp. 479-495). Kwakkel v kontrolní studii hodnotí vliv robotické terapie na ADL jako negativní. Ale výsledek přisuzuje tomu, že používané ADL škály v recenzovaných studiích nedokáží adekvátně reflektovat obnovení paretické horní končetiny. Viz Tabulka č. 1. a 2. (Kwakkel et al., 2009, pp. 111-121).

Klamroth-Marganska et al. (2014, pp. 159-166) však v nedávné studii srovnávající RT s KT u 77 pacientů, za využití novějšího aktivního exoskeletonu pro celou končetinu ARMin, předložili důkazy o tom, že by obnova funkce ruky robotickou 3D terapií mohla mít lepší výsledky v hodnotách FMA než konvenční terapie. Opět se jednalo pouze o chronické pacienty, nicméně shledali dobrý potenciál v úkolově orientované terapii za využití robotického zařízení.

Tabulka č. 1. Hodnoty efektu robotické intervence na funkce ADL (Kwakkel et al., 2009, pp. 111-121)

Reference	Outcome	Intervention time	N _E /N _C	SD _E /SD _C	ΔE-ΔC	ES g ^u	95%-CI
Aisen, 1997	FIM	6-7 w	10/10	8.5/14.0	25.7-25.6	0.01	-0.87-0.88
Burgar, 2000	FIM	2 mo	11/10	6.3/9.8	?	?	?
Lum, 2002	FIM	2 mo	13/14	7.6/7.9	0.2-0.0	0.03	-0.73-0.78
Fasoli, 2004	FIM	6-7 w	30/26	4.4/6.1	10.3-8.7	0.30	-0.23-0.83
Lum, 2006*	FIM	4 wk	9/6	4.0/3.4	3.7-3.2	0.16	-0.87-1.20
FIM SES			73/66			0.13	-0.23-0.50

Legenda: Fugl-Meyer (U-L) indicates Fugl-Meyer (upper-limb); N, počet pacientů; SD, standardní odchylka; E, experimentální skupina; C, kontrolní skupina; ES g^u, velikost efektu (Hedges' g); CI, confidence Interval; w, týden; mo, měsíc; SES, sumární velikost efektu.

Tabulka č. 2. Hodnoty efektu robotické intervence na obnovu motoriky (Kwakkel et al., 2009, pp. 111-121)

Reference	Outcome	Intervention time	N _E /N _C	SD _E /SD _C	ΔE-ΔC	ES g ^u	95%-CI
Aisen, 1997	Fugl-Meyer (U-L)	6-7 w	10/10	15.1/16.4	14.1-10.1	0.24	-0.64-1.12
Burgar, 2000	Fugl-Meyer (U-L)	2 mo	10/10	16.5/17.9	16.0 [#]	0.90	-0.03-1.82
Kahn, 2000	Chedoke-McMaster	8 w	6/4	1.7/1.5	0.2-0.8	-0.49	-1.60-0.95
Volpe, 2000	Fugl-Meyer (U-L)	>5 w	30/26	2.5/1.0	7.0-5.0	1.01	0.45-1.57
Lum, 2002	Fugl-Meyer (U-L)	2 mo	13/14	16.2/17.6	4.7-3.1	0.10	-0.66-0.85
Hesse, 2005	Fugl-Meyer (U-L)	6 w	19/20	3.4/3.3	16.7-3.1	3.98	2.86-5.08
Daly, 2005	Fugl-Meyer (U-L)	12 w	6/6	7.0/4.7	8.2-9.5	0.11	-1.02-1.24
Kahn, 2006	Chedoke-McMaster	8 w	10/9	0.9/1.0	-3.3--2.9	0.46	-0.51-1.31
Lum, 2006*	Fugl-Meyer (U-L)	4 w	9/6	3.2/4.0	4.3/2.5	0.48	-0.57-1.53
F-M SES			113/105			0.65	-0.02-1.33

Legenda: Fugl-Meyer (U-L) indicates Fugl-Meyer (upper-limb); N, počet pacientů; SD, standardní odchylka; E, experimentální skupina; C, kontrolní skupina; ES g^u, velikost efektu (Hedges' g); CI, confidence Interval; w, týden; mo, měsíc; SES, sumární velikost efektu.

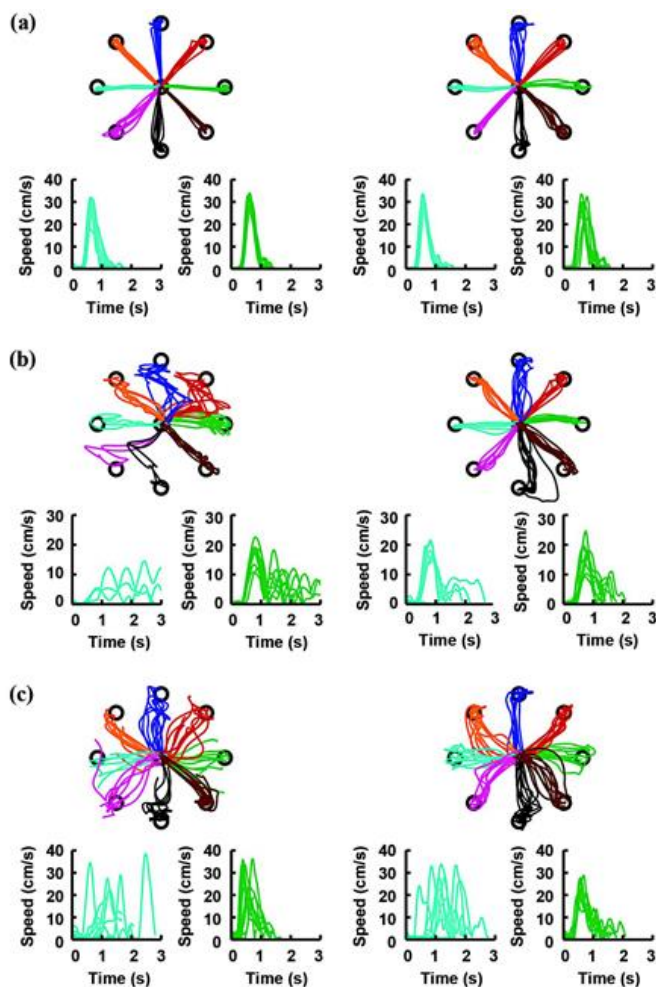
2.4. Robotické hodnocení stavu horní končetiny po CMP

Hlavní výhodou robotického hodnocení je jeho objektivita, vylučující možnost chyby lidského faktoru. Benefit je zde i z hlediska dlouhodobé opakovatelnosti přesného hodnocení a zaznamenání vývoje stavu pacienta, což u některých manuálních testů nemusí být dodrženo. Naproti tomu k popsání obnovy funkce z hlediska funkčních aktivit denního života, sebeobsluhy a participace, není využití přístrojů zcela žádoucí (Bardorfer et al., 2001, pp. 253-260).

Ruka s neurologickým deficitem byla hodnocena pomocí virtuální reality a haptického zařízení ve studii Bardorfera et al. (2001, pp. 253-260). Za použití přístroje PHANToM byl vytvořen virtuální labyrint, ve kterém se museli probandí pomocí ruky pohybovat. Funkce ruky byla hodnocena veličinami jako rychlost pohybu, počet kolizí se zdí labyrintu, nebo síla a trvání nárazu. Coderre et al. (2010, pp. 528-541) ve své studii porovnává účinnost hodnocení senzomotorické funkce pomocí robotické technologie s vizuálním vedením u 52 pacientů v subakutním stádiu po mozkové příhodě. Hodnocení probíhalo v rámci 12 parametrů, přičemž u 9 byla prokázána dobrá spolehlivost. U postižených probandů byly pozorovány chyby v zahájení pohybu a jeho směru (viz Obr. č. 9.).

Závěrem jejich práce bylo, že robotická technologie ve spojení s vizuálně vedenými pohyby může spolehlivě podávat informace o senzomotorickém poškození, někdy i s lepší

citlivostí než klinicky používané hodnotící škály (Coderre et al., 2010, pp. 528-541).



Obrázek č. 9. Vizuálně vedené pohyby od centra terče na periferní cíle a graf rychlosti a zahájení pohybu (Coderre et al., 2010, pp. 528-541)

Legenda: Vlevo levá HK, vpravo pravá HK. Světle modrá amplituda – směr pohybu doleva, zelená amplituda – směr pohybu doprava, vlevo. A – kontrolní proband, B – probandí s postižením v oblasti ACM vpravo, C – probandí s postižením a. cerebri posterior (dále jen ACP) vpravo.

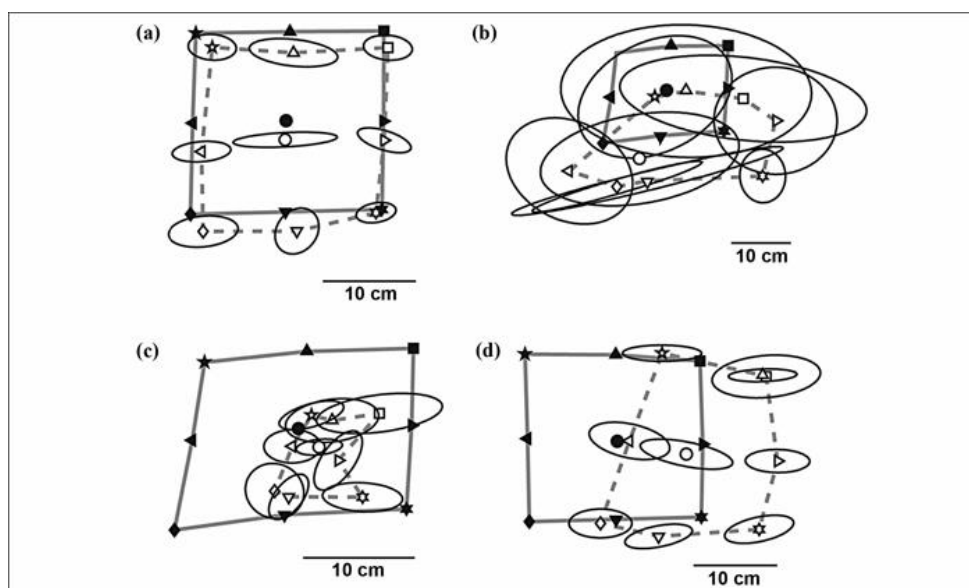
Předtím, než může být robotické hodnocení využíváno v klinické praxi, musí být ověřena validita veličin, například srovnáním se standardizovaným klinickým hodnocením. Několik studií se snažilo přímo srovnat závislost robotických parametrů s ověřenými škálami. V práci Colomba et al. (2005, pp. 311-324) bylo u 9 probandů v chronickém stádiu po CMP srovnáno FMA skóre s robotickými veličinami, založenými na celkovém skóre, které zahrnovalo množství provedené volní aktivity během pohybu, průměrnou rychlost a aktivní index pohybu kvantifikující schopnost provedení úkolu bez asistence robotem. Byla

pozorována mírná korelace mezi FMA a robotickým hodnocením ($r = 0,53-0,55$). Podobně analyzovali Celik et al. (2010, pp. 311-324) vzájemnou závislost mezi FMA, ARAT, Motor Activity Log, Jebsen-Taylor Hand Function Test a robotickým hodnocením. K terapii bylo použito cílených dosahovacích pohybů pomocí robotické tlakové rukojeti a hodnocení zahrnovalo plynulost pohybu, chybu v trajektorii, průměrný počet zásahů na cíl a průměrnou rychlost pohybu. U devíti pacientů chronického stádia CMP byla shledána signifikantní mírná až silná korelace u hodnot plynulosti pohybu a chyby trajektorie ($r = 0,49-0,83$). I když studie ukazují dobré korelační výsledky mezi klinickými a zkoumanými škálami, zůstávají pouze základem, který musí být dále porovnáván s více daty jednotlivých pacientů.

Jak uvádí Ellis et al. (2008, pp. 321–329) ve své studii, může být robot využit ke kvantifikování rozsahu pohybu, kdy probandi prováděli pohyb po určené trajektorii s úplným odlehčením končetiny pomocí zařízení. Po provedení pohybu s menší dopomocí se rozsah zmenšil a byl jasně pozorovatelný vztah mezi aktivním pohybem a odlehčením.

Malé vychylování pohybu je vhodné například ke studiu reflexního chování nebo složitějších dlouho trvajících odpovědí, které nemohou být vyvolány poklepem kladívka. Příkladem může být studie Trumbowera, využívající odchylky pohybu k porovnání, jak určité vzory svalové aktivity generují flexorové synergie (Scott et al., 2011, pp. 335-353; Trumbower et al., 2008, pp. 3558-3561). Pomocí průběžného zaznamenávání užití síly pohybu pacienta v různých kloubech horní končetiny během izometrické kontrakce, může být také hodnocena abnormální svalová synergie. Miller et al. (2009, pp. 2312-2317) tyto synergie hodnotili zaznamenáváním izometrické flekční a extenční síly generované prsty, zápěstím a palcem během dynamických 3D pohybů horní končetiny prováděných robotem.

Pro kvantifikování poškození poloho- a pohybovosti asistované robotem vyvinuli Dukelow et al. (2010, pp. 178-187) systém, pomocí něhož vytvořili studii hodnotící 45 pacientů po mozkové mrtvici proti 65 kontrolním probandům (viz Obr. č. 10.). Probandům byl znemožněn vizuální kontakt s horními končetinami a následně robotické zařízení provádělo pohyb v prostoru s paretickou končetinou. Úkol probandů byl zrcadlově napodobit pohyb končetinou nepostíženou, jenž byl robotem zaznamenáván. Autoři uvádějí, že byla prokázána řada deficitů pohybu a tím spolehlivost roboticky řízeného posuzování stavu proprioceptivního vnímání.



Obrázek č. 10. Robotické hodnocení propioceptivních schopností (Dukelow et al., 2010, pp. 178-187)

Legenda: Plné body – umístění postižené končetiny pomocí robota, prázdné body – umístění nepostižené končetiny volným pohybem probanda. A – kontrolní proband, B – probandi s postižením ACM vpravo s širokou výchylkou pohybu, C – probandi s postižením ACM vlevo se zmenšeným rozsahem pohybu v prostoru, D – probandi s postižením ACP vpravo s posunem pohybu do strany.

Ve studii Sima et al. (2014, pp. 1-24) je využito jiného způsobu hodnocení. Ten je založen na signální detekci, kdy se probandi pokoušeli odhalit posunutí nebo vychýlení končetiny. Autoři uvádí, že testování odhalí i malé odchylky mezi končetinou poškozenou a funkční. Dále uvádí, že první typ kvantifikace pomocí zrcadlení pohybů je vhodný pro hodnocení integrity celého neuromuskulárního oblouku zahrnujícího obě končetiny. Nicméně nejsou vhodné pro rozlišení, jak přispívají propioceptivní deficity k poškození motorickému stejné končetiny. Za prvé, až u 20 % pacientů po CMP se vyskytuje propioceptivní poškození v ipsilézionální končetině a u většiny z nich i v končetině kontralézionální. Kromě toho se můžou na ipsilézionální straně vyskytnout lehké motorické deficity. Tím může dojít ke špatnému výsledku propioceptivního deficitu hodnocené končetiny se senzitivním a motorickým postižením.

Scott et al. (2011, pp. 335-353) ve své studii uvádí, že budoucnost robotické technologie v hodnocení je teprve v začátku a použití pro kvantifikování mozkových dysfunkcí musí být dále předmětem zkoumání i v návaznosti na funkce ADL. Dále uvádí možné výhody pramenící

z časové úspory během vyšetření, kdy vyvinutím nových sofistikovaných programů by docházelo k hierarchické organizaci úkolů. Při atypickém provedení jednoho z hlavních úkolů by docházelo k postupné specifikaci a kvantifikaci primárního postižení.

Jako limity této práce můžeme zmínit menší počet studií, které diskutovaly pouze několik nejtestovanějších zařízení. Co se týká limitů uvedených studií, je zřejmý například nízký počet testovaných subjektů. Dále bychom mohli zmínit, že hodnocení efektivity terapie, může být limitováno použitím škál se subjektivním posuzováním.

Závěrem můžeme říci, že ve všech námi nalezených studiích byly vždy prokázány pozitivní výsledky obnovy funkce za použití robotických zařízení, samozřejmě s ohledem na výše zmiňované aspekty rehabilitace po CMP.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo přiblížit nové technologie, které využívají neurofyziologických principů k rehabilitaci a zhodnotit efektivnost robotické terapie horní končetiny u pacientů po CMP, a to srovnáním s účinností konvenční terapie.

CMP je velmi často se vyskytující civilizační postižení této doby a má velký vliv na sociální a ekonomickou stránku života jednotlivce i společnosti. Pro zlepšení kvality života postiženého je tudíž důležité kvalitativně, ale i kvantitativně zlepšovat možnosti rehabilitace.

Z uvedených studií je tedy patrné, že robotická terapie končetiny z funkčního hlediska není zanedbatelná a je tedy efektivností srovnatelná s terapií konvenční. Je třeba ale dále podrobně zkoumat kineziologický a neurofyziologický vliv terapie na obnovu funkce a stanovit ve výzkumech podrobnější a přísnější kritéria hodnocení.

Dále je evidentní, že robotickým přístupem můžeme dosáhnout lepších výsledků obnovy funkce v kombinaci s konvenční terapií, zejména vlivem zvýšené intenzity léčby. Robotická technologie také přispívá pomocí přesných naprogramovaných pohybů, kterých by terapeut dosahoval s obtížemi. Zároveň mohou být pacienti touto terapií zaujati a motivováni, což vyvolává lepší výkonnost při terapii. Robotická zařízení jsou i vhodným nástrojem k objektivnímu hodnocení stavu pacientů a můžou tak upřesnit jejich rehabilitační strategii po CMP. Poslední výhodou těchto zařízení obnáší fakt finančního benefitu, kdy by se terapeut mohl věnovat více pacientům najednou.

Jisté nevýhody robotické léčby mohou plynout z neosobního přístupu, kdy robot postrádá schopnost rozlišit například emoční a kognitivní změny pacienta. Proto lze vnímat robotickou terapii jako vhodný doplněk fyzioterapie pro zjednodušení a usnadnění práce terapeuta, nikoliv jako jeho plnou náhradu.

Návrhem pro budoucí studie a výzkum může být upřesnění efektu robotické léčby za přesného mapování reorganizace struktur CNS např. pomocí brain-computer interface přístupu nebo rozšíření počtu testovaných neurologických či traumatických diagnóz. Zajímavý by mohl být také rozbor finančního dopadu robotické terapie jak na pacienta, tak na rehabilitační zařízení v českém zdravotnickém systému.

Referenční seznam

BALASUBRAMANIAN S, KLEIN J, BURDET E. Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Current opinion in neurology*, 2010; vol. 23, no. 6, pp. 661-670. ISSN 13507540.

BALL S, BROWN I, SCOTT S. MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex. *2007 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 2007; pp. 1-6. ISSN 9781424412631.

BARDORFER A, MUNIH M, ZUPAN A, PRIMOZIC A. Upper limb motion analysis using haptic interface. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, 2001; vol. 6, no. 3, pp. 253-260. ISSN 10834435.

BASMAJIAN JV. Biofeedback: principles and practice for clinicians. 3. vyd. Baltimore: *Williams & Wilkins*, 1989; 396 pp. ISBN 0683003577.

BERNSTEIN NA. Progress in motor control. Volume three, Effects of age, disorder, and rehabilitation. Champaign, IL: *Human Kinetics*, 2004; 324 pp. ISBN 0736044000.

BOHANNON RW, SMITH MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 1987; vol. 67, pp. 206-207. ISSN 0031-9023.

BREWER BR, MCDOWELL SK, WORTHEN-CHAUDARI LC. Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2007; vol. 14, no. 6, pp. 22-44. ISSN 1074-9357.

BURGAR C, LUM P, SHOR P, VAN DER LOOS H. Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 2000; vol. 37, no. 6, pp. 663-673. ISSN 07487711.

CARR J, SHEPHERD R, NORDHOLM L, LYNNE D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Physical Therapy*, 1985; vol. 65, pp. 175-180. ISSN 0031-9023.

CELIK O, O'MALLEY M, BOAKE C, et al. Normalized movement quality measures for therapeutic robots strongly correlate with clinical motor impairment measures. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 2010; vol. 18 no. 4, pp. 433-444. ISSN 1558-0210.

CIRSTEA C, PTITO A, LEVIN M. Feedback and cognition in arm motor skill reacquisition after stroke. *Stroke*, 2006; vol. 37, no. 5, pp. 1237-1242. ISSN 00392499.

CODERRE A, ZEID A, SCOTT S, et al. Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabilitation And Neural Repair*, 2010; vol. 24, no. 6, pp. 528-541. ISSN 1545-9683.

COLOMBO R, PISANO F, MINUCO G, et al. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 2005; vol. 13. no. 3, pp. 311-324. ISSN 1534-4320.

COOTE S, MURPHY B, HARWIN W, STOKES E. The effect of the GENTLE/s robot-mediated therapy system on arm function after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 2008; vol. 22, no. 5, pp. 395-405. ISSN 02692155.

COOTE S, STOKES EK. Robot mediated therapy: Attitudes of patients and therapists towards the first prototype of the GENTLE/s system. *Technology & Disability*, 2003; vol. 15, no. 1, pp. 27-34. ISSN 10554181.

DUKELOW S, HERTER T, SCOTT S, et al. Quantitative assessment of limb position sense following stroke. *Neurorehabilitation And Neural Repair*, 2010; vol. 24, no. 2, pp. 178-187. ISSN 1545-9683.

DUNCAN P, BODE R, LAI S, PERERA S. Rasch analysis of a new stroke-specific outcome scale: The stroke impact scale. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 2003; vol. 84, no. 7, pp. 950-963. ISSN 00039993.

EHLER E., VAŇÁSKOVÁ E., ŠTĚTKÁŘOVÁ I. Standard komplexní léčby spasticity po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2009; vol. 72, no. 2, pp. 179-181. ISSN 1210-7859

ELLIS MD, SUKAL T, DEMOTT T, DEWALD JP. Augmenting clinical evaluation of hemiparetic arm movement with a laboratory-based quantitative measurement of kinematics as a function of limb loading. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2008; vol. 22, pp. 321–329. ISSN 1545-9683.

ENOKA RM. Neuromechanics of human movement. 4. vyd. Champaign, IL: *Human Kinetics*, 2008; 549 pp. ISBN 9780736066792.

ERNST E. A review of stroke rehabilitation and physiotherapy. *Stroke*, 1990; vol. 21, pp. 1081-1085. ISSN 0039-2499.

FINCH, E., BROOKS, D., STRATFORD, P. W. et al. Physical Rehabilitation Outcome Measures A Guide to Enhanced Clinical Decision Making. 2. vyd. Canada: *Lippincott, Williams & Wilkins*, 2002; 292 pp. ISBN 0-7817-4241-2.

GARCIA E, JIMENEZ M, DE SANTOS P, ARMADA M. The evolution of robotics research. *IEEE Robotics And Automation Magazine*, 2007; vol. 14, no. 1, pp. 90-103. ISSN 10709932.

GIJBELS D, LAMERS I, KERKHOF L, et al. The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: a pilot study. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation*, 2011; vol. 8, no. 1, pp. 5-12. ISSN 17430003.

GOWLAND C, STRATFORD P, PLEWS N, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 1993; vol. 24, pp. 58-63. ISSN 0039-2499.

GUSTAFSSON S, SUNNERHAGEN KS, DAHLIN-IVANOFF S. Occupational Therapists' and Patients' Perceptions of ABILHAND, a New Assessment Tool for Measuring Manual Ability. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 2004; vol. 11, pp. 107-117. ISSN 11038128.

HELSEN WF, STARKES JL, BUEKERS MJ. Effects of target eccentricity on temporal costs of point of gaze and the hand in aiming. *Motor Control*, 1997; vol. 1, no. 2, pp. 161-177. ISSN 10871640.

HESSE S, HEß A, WERNER CC, et al. Effect on arm function and cost of robot-assisted group therapy in subacute patients with stroke and a moderately to severely affected arm: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 2014; vol. 28, no. 7, pp. 637-647. ISSN 02692155.

HESSE S, SCHULTE-TIGGES G, KONRAD M, et al. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2003; vol. 84, no. 6, pp. 915-920. ISSN 0003-9993.

HESSE, S; SCHMIDT, H; WERNER, C. Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2006; vol. 43, no. 5, pp. 671-678. ISSN 07487711.

HOGAN N, KREBS H, CHARNNARONG J, et al. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. *Proceedings IEEE International Workshop On Robot & Human Communication*, 1992; pp. 161. ISSN 9780780307537.

HOLUBÁŘOVÁ J, PAVLŮ D. Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (1. část). 1. vyd. Praha: *Karolinum*, 2008; 115 pp. ISBN 978-80-246-1294-2.

HSIEH C, HSUEH I, CHIANG F, LIN P. Inter-rater reliability and validity of the action research arm test in stroke patients. *Age And Ageing*, 1998; vol. 27, pp. 107-113. ISSN 0002-0729.

JOHNSON MJ, VAN DER LOOS HFM, BURGAR CG, LEIFER LJ. Driver's SEAT: simulation environment for arm therapy. *Proceedings of the 6th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1999; pp. 227-234.

KAHN L, LUM P, RYMER W, REINKENSMEYER D. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 2006; vol. 43, no. 5, pp. 619-629. ISSN 07487711.

KAŇOVSKÝ P, HERZIG R. et al. Speciální neurologie. 1. vyd. *Univerzita Palackého v Olomouci*, 2007; 336 pp. ISBN 978-80-244-1664-9.

KLAMROTH-MARGANSKA V, BLANCO J, CAMPEN K, et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology*, 2014; vol. 13, no. 2, pp. 159-166. ISSN 1474-4422.

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

KREBS H, FERRARO M, HOGAN N, et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation (JNER)*, 2004; vol. 1, pp. 5-15. ISSN 17430003.

KREBS H, MERNOFF S, FASOLI S, et al. A comparison of functional and impairment-based robotic training in severe to moderate chronic stroke: A pilot study. *Neurorehabilitation*, 2008; vol. 23, no. 1, pp. 81-87. ISSN 10538135.

KWAKKEL G., KOLLEN BJ., KREBS HI. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2008; vol. 22, no. 2, pp. 111-121. ISSN 1545-9683.

LAMBERCY O, LÜNERBURGER L, GASSERT R, BOLLIGER M. Robots for Measurement/Clinical Assessment. *Neurorehabilitation Technology*, 2012; pp. 443-456. ISSN 9781447122760.

LATASH ML. Neurophysiological basis of movement. 2. vyd. Champaign, IL: *Human Kinetics*, 2008; 427 pp. ISBN 9780736063678.

LIAO W, CHING-YI W, YU-WEI H, KEH-CHUNG L, 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*, 2011; vol. 26, no. 2, pp. 111–120. ISSN 02692155.

LINACRE J, HEINEMANN A, WRIGHT B, et al. The structure and stability of the Functional Independence Measure. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 1994; vol. 75, pp. 127-132. ISSN 0003-9993.

LO A, GUARINO P, PEDUZZI P, et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *The New England Journal Of Medicine*, 2010; vol. 362, no. 19, pp. 1772-1783. ISSN 1533-4406.

LO HS, XIE SQ. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 2012; vol. 34, no. 3, pp. 261-268. ISSN 13504533.

LOUREIRO R, AMIRABDOLLAHIAN F, COOTE S, et al. Using haptics technology to deliver motivational therapies in stroke patients: Concepts and initial pilot studies. *Proceedings of EuroHaptics*, 2001; vol. 2001. ISSN 1463-9394.

LOUREIRO R, HARWIN W, NAGAI K, JOHNSON M. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2011; vol. 49, no. 10, pp. 1103-1118. ISSN 01400118.

LUDEWIG P, PHADKE V, BRAMAN J, et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2009; vol. 91, no. 2, pp. 378-389. ISSN 00219355.

LUM P, BURGAR C, SHOR P, et al. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 2002; vol. 83, pp. 952-959. ISSN 0003-9993.

LUM P, BURGAR C, VAN DER LOOS M, et al. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 2006; vol. 43, no. 5, pp. 631-642. ISSN 07487711.

LUM S, LEHMAN S, REINKENSMEYER D. The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1995; vol. 3, no. 2, p. 166. ISSN 10636528.

LYLE RC. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal Of Rehabilitation Research*, 1981; vol. 4, pp. 483-492. ISSN 0342-5282.

MASIERO S, ARMANI M, ROSATI G. Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 2011; vol. 48, no. 4, pp. 355-366. ISSN 07487711.

MASIERO S, CELIA A, ROSATI G, ARMANI M. Robotic-Assisted Rehabilitation of the Upper Limb After Acute Stroke. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 2007; vol. 88, pp. 142-149. ISSN 0003-9993.

MASIERO S, ROSATI G, VALARINI S, ROSSI A. Post-stroke robotic training of the upper limb in the early rehabilitation phase. *Functional Neurology*, 2009; vol. 24, no. 4, pp. 203-206. ISSN 0393-5264.

MAYER M, HLUŠTÍK P. Ruka u hemiparetického pacienta. *Rehabilitácia*, 2004; vol. 41, no. 1, pp. 9-13. ISSN 0375-0922.

MCDOWELL I. Measuring health: a guide to rating scales and questionnaires. 3. vyd. New York: *Oxford University Press*, 2006; 748 pp. ISBN 0-19-516567-5.

MILLER L, RUIZ-TORRES R, STIENEN A, DEWALD J. A Wrist and Finger Force Sensor Module for Use During Movements of the Upper Limb in Chronic Hemiparetic Stroke. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 2009; vol. 56, no. 9, pp. 2312-2317. ISSN 15582531.

NEF T, MIHELJ M, KIEFER G, et al. ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients. *2007 IEEE 10Th International Conference On Rehabilitation Robotics*, 2007; pp. 68-74. ISSN 9781424413201.

NOROUZI-GHEIDARI N, ARCHAMBAULT P, FUNG J. Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: Systematic review and meta-analysis of the literature. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 2012; vol. 49, no. 4, pp. 479-495. ISSN 07487711.

NUDO R. Postinfarct cortical plasticity and behavioral recovery. *Stroke*, 2007; vol. 38, no. 2, pp. 840–845. ISSN 00392499.

PELLEGRINO G, TOMASEVIC L, TECCHIO F, et al. Inter-hemispheric coupling changes associate with motor improvements after robotic stroke rehabilitation. *Restorative Neurology & Neuroscience*, 2012; vol. 30, no. 6, pp. 497-510. ISSN 09226028.

PENTA M, THONNARD JL, TESIO L. ABILHAND: a Rasch-built measure of manual ability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1998; vol. 79, pp. 1038-1042. ISSN 00039993.

PFEIFFER J, ŠVESTKOVÁ O. Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví: MKF. 1. české vyd. Praha: *Grada*, 2008; 280 pp. ISBN 978-80-247-1587-2.

PIGNOLO L. Robotics in neuro-rehabilitation. *Journal Of Rehabilitation Medicine*, 2009; vol. 41, no. 12, pp. 955-960. ISSN 1651-2081.

POLI P, MORONE G, ROSATI G, MASIERO S. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. *Biomed Research International*, 2013; vol. 2013, p. 153872. ISSN 2314-6141.

POSTERARO F, MAZZOLENI S, MICERA S, et al. Robot-mediated therapy for paretic upper limb of chronic patients following neurological injury. *Journal Of Rehabilitation Medicine*, 2009; vol. 41, no. 12, pp. 976-980. ISSN 1651-2081.

PRANGE G, JANNINK M, GROOTHUIS-OUDSHOORN C, et al. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal Of Rehabilitation Research And Development*, 2006; vol. 43, no. 2, pp. 171-184. ISSN 1938-1352.

RABADI MH, GALGANO M, BURKE DL, et al. A pilot study of activity-based therapy in the arm motor recovery post stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 2008; vol. 22, no. 12, pp. 1071-1082. ISSN 02692155.

REINKENSMEYER DJ. Robotic assistance for upper extremity training after stroke. *Studies In Health Technology And Informatics*, 2009; vol. 145, pp. 25-39. ISSN 0926-9630.

RIENER R, HARDERS M. Virtual reality in medicine. London: *Springer*, 2012; 294 pp. ISBN 1447140117.

ROHRER B, FASOLI S, HOGAN N, et al. Movement smoothness changes during stroke recovery. *The Journal Of Neuroscience*, 2002; vol. 22, pp. 8297-8304. ISSN 1529-2401.

SALE P, FRANCESCHINI M, MAZZOLENI S, et al. Effects of upper limb robot-assisted therapy on motor recovery in subacute stroke patients. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation*, 2014; vol. 11, no. 1, pp. 1-17. ISSN 17430003.

SANCHEZ R, LIU J, REINKENSMEYER D, et al. Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 2006; vol. 14, no. 3, pp. 378-389. ISSN 1534-4320.

SCHMIDT R, LEE TD. Motor control and learning: a behavioral emphasis. 4. vyd. Champaign, IL: *Human Kinetics*, 2005; 537 pp. ISBN 073604258x.

SCOTT SH, DUKELOW SP. Potential of robots as next-generation technology for clinical assessment of neurological disorders and upper-limb therapy. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2011; vol. 48, no. 4, pp. 335-353. ISSN 07487711.

SEIDL Z, OBENBERGER J. Neurologie pro studium a praxi. 1. vyd. Praha: *Grada Publishing*, 2004; 364 pp. ISBN 80-247-0623-7.

SIMO L, BOTZER L, GHEZ C, SCHEIDT R. A robotic test of proprioception within the hemiparetic arm post-stroke. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation*, 2014; vol. 11, no. 1, pp. 1-24. ISSN 17430003.

TAKAHASHI CD, DER-YEGHIAIAN L, LE V, MOTIWALA RR, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, 2008; vol. 131, pp. 425-437. ISSN 00068950.

TIMMERMANS A, LEMMENS R, SEELEN H, et al. Effects of task-oriented robot training on arm function, activity, and quality of life in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 2014; vol. 11, p. 45. ISSN 1743-0003.

TROJAN S, DRUGA R. Centrální mechanismy řízení motoriky. 1. vyd. Praha: *Avicenum*, 1986; 130 pp. Babákova sbírka: práce ze základních lékařských oborů, sv. 74.

TRUMBOWER R, RAVICHANDRAN V, KRUTKY M, PERREAULT E. Altered multijoint reflex coordination is indicative of motor impairment level following stroke. *IEEE Engineering In Medicine And Biology Society. Annual Conference*, 2008; vol. 2008, pp. 3558-3561. ISSN 1557-170X.

TWITCHELL TE. The Restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain: A Journal of Neurology*, 1951; vol. 74, pp. 443-480. ISSN 00068950.

VAN DELDEN A, PEPPER C, KWAKKEL G, BEEK P. A Systematic Review of Bilateral Upper Limb Training Devices for Poststroke Rehabilitation. *Stroke Research & Treatment*, 2012; pp. 1-17. ISSN 20420056.

VAN VLIET P, WULF G. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence? *Disability & Rehabilitation*, 2006; vol. 28, no. 13-14, pp. 831-840. ISSN 09638288.

VAŇÁSKOVÁ E. Testování v neurorehabilitaci. *Neurologie pro praxi*, 2005; vol. 6, pp. 311-314. ISSN 1335-9592.

VAŇÁSKOVÁ E. Testování v rehabilitační praxi - cévní mozkové příhody. 1. vyd. Brno: *Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů*, 2004; 65 pp. ISBN 8070133988.

VANEK Z. Spasticity. *Medscape*. [online] 2012. [cit. 10. 4. 2014] Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1148826-overview#showall>

VÉLE F. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. vyd. Praha: *Triton*, 2006; 375 pp. ISBN 8072548379.

VIDONI ED, BOYD LA. Preserved motor learning after stroke is related to the degree of proprioceptive deficit. *Behavioral & Brain Functions*, 2009; vol. 5, pp. 36-45. ISSN 17449081.

VOLPE B, KREBS H, HOGAN N, et al. A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology*, 2000; vol. 54, no. 10, pp. 1938-1944. ISSN 0028-3878.

VOTAVA J. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. 2001; vol. 4, pp. 184-189. ISSN 18035280.

WADE DT, VICTORINE W, LANGTON-HEWER R. Recovery after stroke-the first 3 months. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 1985; vol. 48, no. 1, pp. 7-13. ISSN 00223050.

WHITALL J, SAVIN DN, HARRIS-LOVE M, et al. Psychometric Properties of a Modified Wolf Motor Function Test for People With Mild and Moderate Upper-Extremity Hemiparesis. *Archives Of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2006; vol. 87, pp. 656-660. ISSN 00039993.

WOLF S, CATLIN P, ELLIS M, et al. Assessing Wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke. *Stroke*, 2001; vol. 32, pp. 1635-1639. ISSN 1524-4628.

Seznam zkratek

ACA	arteria cerebri anterior
ACM	arteria cerebri media
ACP	arteria cerebri posterior
ADL	aktivity denního života (Activities of Daily Living)
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
KT	konvenční terapie
MIME	Mirror-Image Motion Enabler concept
MKF	Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví
MSS	Motor Status Scale
RCT	randomizovaná kontrolní studie
RT	robotická terapie
TMS	transkraniální magnetická stimulace
VR	virtuální realita
WHO	World Health Organization

Seznam obrázků

Obrázek č. 1. MEDARM – mechanismus pro ramenní pletenec	20
Obrázek č. 2. Planární manipulátor MIT-MANUS	21
Obrázek č. 3. NeReBot.....	22
Obrázek č. 4. Mirror Image Movement Enabler	23
Obrázek č. 5. Haptic Master	23
Obrázek č. 6. Bi-Manu-Track.....	24
Obrázek č. 7. ARMin exoskeleton.....	25
Obrázek č. 8. ARMEO Spring.....	25
Obrázek č. 9. Vizually vedené pohyby od centra terče na periferní cíle	42
Obrázek č. 10. Robotické hodnocení proprioceptivních schopností	44

Seznam tabulek

Tabulka č. 1. Hodnoty efektu robotické intervence na funkce ADL.....	40
Tabulka č. 2. Hodnoty efektu robotické intervence na obnovu motoriky	41