

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Tereza Hlaváčová

**Robotická rehabilitace v terapii pacientů po cévní mozkové  
příhodě**

Bakalářská práce

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

Olomouc 2022

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** bakalářská práce

**Název práce:** Robotická rehabilitace v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě

**Název práce v AJ:** Robotic rehabilitation in therapy of post-stroke patients

**Pracoviště:** Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Tereza Hlaváčová

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

**Oponent práce:** Mgr. Luboš Spisar

**Akademický rok zadání:** 2020/2021

**Akademický rok obhajoby:** 2021/2022

### **Abstrakt v ČJ:**

Práce se zabývá problematikou cévní mozkové příhody, jakožto jednou z nejčastějších příčin úmrtí nejen v České republice, ale i celosvětově. Téměř polovina přeživších pacientů se následně potýká s různým stupněm invalidity. Obraz motorického deficitu je u každého pacienta individuální a závisí na mnoha faktorech. Míra obnovy celkové funkční kapacity pacientů je z velké části závislá také na formě rehabilitačního procesu a zvolených terapeutických postupech. V odborné veřejnosti je čím dál větší zájem směřován právě k efektivitě jednotlivých přístupů a také možnostem využití moderních technologií. Cílem práce je přehledně shrnout postupně se rozšiřující okruh nově se rozvíjejících robotických technologií a zaměřit na konkrétní nejčastěji využívané přístroje v rámci restituce funkce jak horní končetiny, tak i v rámci terapie dolní končetiny, respektive obnovy krokového cyklu, u pacientů po centrální neurologické lézi. V rámci diskuze byly sumarizovány výsledky studií, zabývající se často diskutovanou efektivitou robotické rehabilitace. Zařazení robotických technologií do rehabilitačního plánu pacientů po cévní mozkové příhodě se obecně prokázalo za účelné, zejména v kombinaci s klasickou konvenční fyzioterapií.

Za účelem vyhledávání odborných článků a publikací byly využity tyto on-line databáze: Google Scholar, PubMed, Medline, Medvik, Scopus a Cinhal s definovanými klíčovými slovy: cévní mozková příhoda, robotická rehabilitace, rehabilitace po CMP, motorický deficit po CMP, hemiparetická chůze, paretická horní končetina.

### **Abstrakt v AJ:**

The thesis deals with the issues of vascular brain stroke as one of the most frequent cause of death not only in the Czech Republic, but also worldwide. Nearly half of the patients who

survive face various degrees of invalidity. The picture of motoric deficit varies from patient to patient and is dependent on many factors. The extent of renewal of the whole functional capacity in patients is dependent to a great extent on the form of the rehabilitation process and chosen therapeutic procedures. Within professional public the interest is increasingly aimed at the effectivity of individual approaches and at possibilities of employment of modern technologies. The aim of the thesis is to summarize in a well-arranged way progressively expanding sector of newly developing robotic technologies and to focus on particular most frequently used devices within the resuscitation of the function of both the upper limb and the therapy of lower limb, or more precisely on renewal of step cycle of patients after central neurological lesion. Within the debate, the results of studies dealing with a frequently discussed efficiency of robotic rehabilitation were summarised. The inclusion of robotic technologies into a rehabilitation plan of patients affected by vascular brain stroke generally proved to be effective, mainly when combined with classical conventional physiotherapy.

For the purpose of searching of expert articles and publications, the following online database were used: Google Scholar, PubMed, Medline, Medvik, Scopus a Cinhal, as the key words for searching were defined: stroke, robotic rehabilitation, post-stroke rehabilitation, motoric deficit after stroke, hemiparetic gait, paretic upper limb.

**Klíčová slova:** hemiparéza, cévní mozková příhoda, rehabilitace po CMP, robotická terapie, robotické rehabilitční technologie

**Keywords:** hemiparesis, stroke, post-stroke rehabilitation, robot-assisted therapy, robotic technologies for rehabilitation

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením paní PhDr. Barbory Kolářové, Ph.D. a v referenčním seznamu uvedla všechny použité bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 30.3.2022

Podpis .....

### **Poděkování**

Velmi ráda bych tímto poděkovala vedoucí mé bakalářské práce PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za její odborné vedení, cenné rady, trpělivost, pochopení a vstřícnost, kterou mi při psaní projevila a za veškerý čas, který mi věnovala.

## Obsah

Úvod .....	8
1 Přehled poznatků .....	10
1.1 Základní charakteristika iktu .....	10
1.1.1 Ischemické cévní mozkové příhody .....	10
1.1.2 Hemoragické cévní mozkové příhody .....	11
1.2 Klinický obraz pacienta po CMP z hlediska motorického deficitu .....	11
1.2.1 Základní charakteristiky spastické hemiparézy .....	13
1.2.2 Obraz motorického deficitu na horní končetině .....	14
1.2.2.1 Svalová aktivita a typická postura paretické horní končetiny .....	15
1.2.2.2 Charakteristické pohybové synergie v rámci dosahových aktivit .....	16
1.2.2.3 Charakteristické pohybové synergie v rámci úchopových činností .....	16
1.2.3 Obraz motorického deficitu na dolní končetině .....	17
1.2.3.1 Časoprostorové parametry hemiparetické chůze .....	18
1.2.3.2 Kinematické parametry hemiparetické chůze .....	19
1.2.3.3 Svalová aktivita a typické vzorce zapojení svalů do pohybu .....	21
1.3 Principy rehabilitačního procesu po cévní mozkové příhodě .....	23
1.3.1 Podstata motorické obnovy po prodělané cévní mozkové příhodě .....	24
1.3.2 Neuroplasticita .....	24
1.3.3 Motorické učení .....	25
1.3.3.1 Definice motorického učení .....	26
1.3.3.2 Fáze motorického učení .....	26
1.3.3.3 Základní prvky motorického učení .....	28
1.3.3.4 Hodnocení motorického učení .....	29
1.4 Hlavní činitelé efektivity neurologické rehabilitace .....	30
1.5 Robotické technologie v rehabilitaci .....	32
1.5.1 Klasifikace rehabilitačních robotických technologií .....	33
1.5.2 Robotická zařízení pro rehabilitaci paretické horní končetiny .....	33
1.5.2.3 Vybraná zařízení pro rehabilitaci paretické horní končetiny .....	36
1.5.3 Robotická zařízení využívaná v rámci rehabilitace chůze .....	38
1.5.3.1 Dělení dle typu asistence .....	38
1.5.3.2 Dělení dle mechanické konstrukce .....	39

1.5.3.3	Vybrané zařízení pro rehabilitaci chůze .....	39
2	Diskuze.....	42
2.1	Efektivita využití robotických technologií v rámci rehabilitace paretické horní končetiny u pacientů po CMP.....	42
2.2	Efektivita využití robotických technologií v rámci rehabilitace chůze u pacientů po CMP.....	45
	Závěr.....	48
	Seznam zkratk.....	59
	Seznam obrázků.....	60
	Seznam tabulek.....	61
	Seznam příloh.....	62
	Přílohy .....	63

## Úvod

Cévní mozková příhoda, dále jen CMP, je onemocněním, které každoročně postihuje více než 17 milionů lidí po celém světě, z čehož více než 80 000 postižených jedinců nedosahuje ani 20. roku života. Průzkumy dokazují, že bezmála 30% všech pacientů na následky CMP umírá. Při včasném rozpoznání akutní CMP a poskytnutí adekvátní péče může sice postižený jedinec vyvážnout zcela bez následků, nebo pouze s lehkým deficitem, avšak většina případů akutní CMP vede k trvalé invaliditě, a hovoříme tak o hlavní příčině hybného postižení evropské i americké populace.

Ve zhruba 90% případů vzniká CMP v důsledku uzávěru jedné z mozkových tepen - tzv. ischemické CMP, ve zbylých případech se jedná o skupinu tzv. hemoragických CMP, které vznikají na podkladě krvácení z menších penetrujících tepen či aneurysmat mohutnějších mozkových tepen. Dle etiologie a lokalizace postižení rozlišujeme celou řadu klinických neurologických syndromů. Vůbec nejčastějším případem v rámci CMP je postižení v povodí arteria cerebri media, které se následně klinicky projevuje typickou kontralaterální hemiparézou s predilekčním postižením horní končetiny.

Ať už dochází k postižení mozkové tkáně ischemií či hemoragií, vždy vede toto postižení k destrukci určitého množství neuronů, v jejímž důsledku vyvstávají z funkčního pohledu dvě hlavní změny. V první řadě dochází ke snížení vzruchové aktivity, která přichází z mozku do míchy, dále dochází k narušení rovnováhy mezi excitací a inhibicí a rovněž jsou modifikovány a celkově zvýrazněny reflexní odpovědi organismu. Zpravidla v prvních třech dnech převažuje v klinickém obraze pacienta „pseudochabá“ paréza, v dalším období, zpravidla v rozmezí 1-30 dní, se začíná objevovat spasticita. Typickým projevem postupného spontánního návratu volní hybnosti jsou globální flekční pohyby, patrné zprvu na dolní a poté na horní končetině. Na tuto spontánní úpravu organismu přímo nasedá a navazuje rehabilitační péče, která by měla být zahájena ihned v akutním stadiu nemoci.

Vzhledem k často nízkému věku pacientů je v odborné veřejnosti věnována stále čím dál větší pozornost novým postupům a možnostem v následné rehabilitační péči pacientů po CMP, a tím pádem co nejlepší integraci postiženého jedince zpět do každodenního života. Kromě čistě motorického deficitu je u pacientů po CMP výrazně omezeno celkové vnímání a zpracování podnětů z okolí, což se projevuje tedy nejen ve schopnostech tělesných, ale také emocionálních, kognitivních a sociálních. Z toho vychází, že rehabilitační péče pacienta po cévní mozkové příhodě musí být komplexní a měla by zahrnovat kombinaci klasické rehabilitace, ergoterapie,



ale také psychologické péče či logopeda tak, aby došlo k dosažení maximální možné kvality života, obnově sociálních i pracovních schopností.

Výrazným předmětem zájmu během posledních let se stávají rehabilitační technologie, vycházející z principu neuroplasticity centrální nervové soustavy, dále jen CNS, a procesu motorického učení. Tyto nové a stále modernější technologie otevírají v rámci rehabilitace zcela nové možnosti a jsou do nich vkládána nejen ze strany zdravotníků, ale také samotných pacientů, velká očekávání. V současné době jsou prováděny stále nové výzkumy, zabývající se reálnou efektivitou těchto pokročilých rehabilitačních technologií a také poměrem mezi náklady a úsporou práce terapeutů a skutečným přínosem pacientům. Na trhu se můžeme každým rokem setkat s novými typy přístrojů od různých výrobců a vyznat se a dobře se orientovat v této oblasti je tedy čím dál složitější.

V rámci své bakalářské práce bych ráda zpřehlednila tuto rozsáhlou problematiku rozvíjejících se robotických technologií a zaměřila se konkrétně na přístroje využitelné v rámci restituce funkce horní končetiny a v rámci terapie dolní končetiny, respektive obnovy krokového cyklu, u hemiparetických pacientů po CMP.

# 1 Přehled poznatků

## 1.1 Základní charakteristika iktu

Cévní mozková příhoda, dále jen CMP, nebo-li iktus, je definována jako náhlá neurologická příhoda způsobena poruchou prokrvení mozkových tepen.

Cévní zásobení mozku je zajištěno dvěma páry tepen. První pár tvoří vnitřní karotické tepny arteriaes carotides internaes a druhý pár představují arteriaes vertebrales, které se na úrovni Varolova mostu spojují v arteria basilaris (Kuriakose a Xiao, 2020). Zadní tepenné anastomózy, tedy konečné větve aa.carotides internaes a aa.vertebrales a jejich spojky, vytvářejí tzv. Willisův tepenný okruh, ze kterého následně vycházejí tři páry mozkových tepen arteria cerebri anterior, media et posterior. Arteria cerebri anterior et media jsou vzájemně propojeny prostřednictvím arteria communicans anterior a spojení aa. cerebri mediae et posteriores poté zajišťují aa.communicantes posteriores. Tímto propojením vzniká vertebrobazilární a karotický tepenný systém, čímž je zajištěno vyrovnávání průtoku krve i tlaku v obou řečištích (Druga a Grim, 2011, s. 166).

Porucha krevního zásobení mozkové tkáně může nastat buď následkem ischemie nebo hemoragie do mozkové tkáně či subarachnoidálního prostoru. Přibližně 85 % ze všech případů CMP spadá mezi příhody ischemické, zbylých 15 % připadá na hemoragické cévní mozkové příhody, které se však vyznačují výrazně vyšší mortalitou, než ischemické CMP (Kolář, 2009, s. 87-388).

### 1.1.1 Ischemické cévní mozkové příhody

Ischemie celého mozku nebo jeho určité části vzniká v návaznosti na pokles perfuze mozkové tkáně pod kritickou hodnotu. Příčiny vzniklé ischemie mohou být buď lokální, jako je např. ateroskleróza, hematologická onemocnění nebo kardiální příčiny, či celkové, např. v případě mozkové hypoxie při plicních poruchách apod. (Kolář, 2009, s. 387).

Fyziologické hodnoty mozkové perfuze se pohybují okolo 50-60 ml/100 g mozkové tkáně (Kolář, 2009, s.387). Již při nízkém poklesu perfuze mozkové tkáně pod fyziologické hodnoty se začínají projevovat změny ve funkci dané oblasti mozku. Tato oblast se sníženou perfuzí se nazývá oligemická. V případě, že se hodnota průtoku krve dostane pod hodnotu 20ml/ 100 g nervové tkáně, dochází k výrazné poruše, až úplné zástavě činnosti v postižené lokalizaci, přestože struktura tkáně zůstává zachována. Při progredujícím snižování hodnoty až pod 12 ml/100 g váhy mozkové tkáně dochází ke změnám, které jsou zpravidla již nevratné

a trvalé (Pfeiffer, 2007, s.143). Nastává postupná destrukce neuronů, až úplná kolikvační nekróza nervových buněk, následována rozpadem plazmatické membrány, zduřením buněčných organel a prosáknutím buněčného obsahu do extracelulárního prostoru, a tedy úplnou ztrátou nervové funkce. K dalšímu rozvoji patologických změn mozkové tkáně přispívá vznik lokálního zánětu, ztráta homeostázy vnitřního prostředí, acidóza, zvýšení intracelulární hladiny vápníku, aktivace komplementu, narušení hematoencefalické bariéry, rozvoj oxidativního stresu, tedy nerovnováhy mezi produkcí a detoxikací volných radikálů, aktivace gliových buněk a infiltrace leukocytů (Kuriakose a Xiao, 2020).

Tzv. terapeutické okno označuje časovou mezeru, dlouhou zpravidla 3-6 hodin, výjimečně až 48 hodin, od počátku narušení regionální perfuze po rozvoj nevratné ischemické nekrózy. Jedná se o klíčový časový úsek pro diagnostiku cévní poruchy a bezprostřední léčbu akutní fáze prostřednictvím medikamentózní neuroprotektce a trombolýzy (Pfeiffer, 2007, s. 143).

### **1.1.2 Hemoragické cévní mozkové příhody**

Krvácení do mozkové tkáně vzniká v důsledku ruptury cévní stěny některé z mozkových tepen (Kolář, 2009, s.388). Mozkové hemoragie jsou velmi úzce spojeny s arteriální hypertenzí a aterosklerózou (Pfeiffer, 2007, s. 149).

Tříštivá, tedy tzv. typická krvácení, představují asi 80 % všech případů hemoragických CMP a vznikají zpravidla v důsledku ruptury cévní stěny postižené chronickou arteriální hypertenzí (Kolář, 2009, s. 388). Tříštivé hemoragie bývají lokalizovány nejčastěji, až v 55 % procentech případů, v oblasti bazálních ganglií, 15 % tvoří hemoragie v oblasti thalamu, 10 % mozečková krvácení a v 5 % příhod dochází ke krvácení do Varolova mostu (Dufek, 2002). Ohraničené, nebo také globózní či atypické hemoragie normosteniků, tvoří 15-20 % ze všech případů mozkových krvácení a mají obecně lepší prognózu (Kolář, 2009, s. 388).

## **1.2 Klinický obraz pacienta po CMP z hlediska motorického deficitu**

Klinické příznaky, celkový stav pacienta po CMP i maximální kapacita obnovy jak motorických, tak kognitivních funkcí vždy závisí na typu cévní mozkové příhody, a především na lokalizaci léze (Kolář, 2009, s.387). Lokalizace ať už ischemické či hemoragické léze v konkrétní oblasti centrální nervové soustavy určuje charakter a závažnost hybného deficitu, stejně tak typ kognitivních poruch (Kolář, 2009, s. 395). Hlavní

a stěžejní motorický deficit u pacientů po CMP představuje paréza poloviny těla, kontralaterální ke straně lokalizace vaskulární léze v mozku (Fayazi et al., 2012).

Nejčastějším typem cévní mozkové příhody je ischemie v povodí arteria cerebri media. U tohoto typu mozkové příhody dominuje porucha hybnosti poloviny těla kontralaterální k lokalizaci léze s predilekčním postižením horní končetiny, zejména akrálně a často bývá přítomno také výrazné postižení mimického svalstva. Současně s poruchou motoriky bývá zpravidla přítomna také kontralaterální porucha citlivosti různého rozsahu a rovněž kontralaterální porucha zorného pole, tedy homonymní hemianopsie. Kontralaterální hemiparéza je stěžejním motorickým deficitem také v případě ischemické léze povodí arteria cerebri anterior, kde je však dominující postižení dolní končetiny a často se objevují závažnější psychické poruchy v rámci tzv. prefrontálního syndromu (Kolář, 2009, s. 387-388).

Klinické projevy infarktu v oblasti zadní cirkulace, tedy v povodí arteria vertebralis, arteria basilaris, arteria cerebri posterior nebo v oblasti mozečkových a kmenových tepen jsou značně variabilní a často jsou jednotlivé symptomy vyjádřeny současně v různých kombinacích. V důsledku jednostranného ischemického postižení kmenových arterií bývá hlavní motorický deficit vyjádřen zpravidla jako ipsilaterální obrna mozkového nervu společně s kontralaterálním motorickým nebo senzitivním postižením různého rozsahu, kdy hovoříme o tzv. alternujících hemiparézách (Dufek, 2002). Lézí v oblasti mozečkových tepen dochází k rozvoji tzv. Wallenbergova syndromu, který je charakterizován homolaterálními neocerebelárními příznaky, kontralaterálně disociovanou poruchou cití na trupu a končetinách, poškozením V. hlavového nervu, a projevovat se mohou také vestibulární příznaky (Kolář, 2009, s. 388). Zejména zrakové poruchy, tedy kontralaterální homonymní hemianopsie, vizuální fenomény různého charakteru až úplná kortikální slepota jsou hlavními charakteristickými příznaky ischemie v povodí arteria cerebri posterior. Dalšími projevy bývají porucha tělesného schématu nebo prostorové orientace a často se objevuje také bilaterální motorický a/nebo senzitivní deficit dle přesně lokalizace a rozsahu ischemie (Kolář, 2009, s. 388).

Jednou z metod obecného hodnocení míry motorického deficitu u pacientů po CMP je tzv. Motricity Index, dále jen MI (Collin a Wade, 1990). Jedná se o jednoduchou a stručnou metodu měření hlavních motorických funkcí, díky které lze předpovídat maximální možnou dosažitelnou míru mobility pacienta a míru obnovy motorických funkcí. Metoda spočívá v tom, že v každém z kloubů, tedy v proximálním, středním i distálním kloubu horní i dolní končetiny, je hodnocen jediný pohyb, reprezentující rozsah pohybu a celkovou sílu v daném segmentu.

Co se týče pohybů horní končetiny, v ramenním kloubu je hodnocen pohyb do abdukce, dále flexe v loketním kloubu a kvalita provedení špetkového úchopu. Na dolní končetině jsou v rámci MI vyšetřovány pohyby do flexe kyčelního kloubu, extenze kolene a dorzální flexe kloubu hlezenního. V celkovém součtu se výsledné skóre pohybuje v rozmezí od hodnoty 0, která odpovídá kompletní paréze, až do hodnoty 100, rovnající se normální síle. Ukázka hodnocení motoriky dolní končetiny (viz. Příloha 1 s. 63) (Fayazi et al., 2012).

### **1.2.1 Základní charakteristiky spastické hemiparézy**

Hemiparéza je obecným termínem, který souhrnně označuje jak pozitivní, tak negativní motorické symptomy, objevující se v důsledku cévní mozkové příhody (Krakauer, 2005).

U pacientů s centrální neurologickou lézí, vedoucí ke spastické obrně, se obecně rozvíjejí 4 typy funkčního deficitu, které se objevují v různých kombinacích a v odlišné míře rozsahu. Základními aspekty jsou svalová slabost, narušená selektivní kontrola, zapojení primitivních lokomočních vzorců a rozvoj spasticity. Zejména nedostatek selektivní kontroly brání pacientovi určit přesný timing zapojení a míru účasti jednotlivých svalů při provedení konkrétního pohybu (Perry a Burnfield, 2010, s. 171).

Svalová slabost, jako jeden z příznaků syndromu horního motoneuronu, je charakterizována ztrátou schopnosti generovat optimální svalovou sílu potřebnou pro provedení daného pohybu. Zároveň dochází ke změně poměru sil a aktivity mezi agonisty a antagonisty, a tedy k produkci patologických pohybových vzorů (Fayazi et al., 2012). V závislosti na rozsahu a míře poškození se může jednat buď o sníženou, nebo v případě plegie až zcela vymizelou schopnost volní aktivace jednotlivých svalů i celých svalových skupin. Svalová aktivita postrádá koordinovanost, pohyby jsou prováděny výrazně pomaleji a s menší precizností, což v běžném životě pacientů představuje značný funkční deficit. Paréza či plegie bývá zpravidla přítomna na straně kontralaterální, než je lokalizováno vlastní poškození mozkové tkáně (Lang et al., 2013).

Změny ve viskoelastických vlastnostech svalů a jejich šlachového aparátu mají za následek zvýšení svalového napětí, a tedy rozvoj svalové tuhosti, díky které dochází k omezení pasivní pohyblivosti. Nárůst svalového napětí vede k omezení rychlosti jednotlivých pohybů a v důsledku snížené mobility nebo imobilizace nastává postupné zkracování délky svalů a objevují se změny ve fyziologickém postavení jednotlivých kloubů (Smidt, 1990, s. 258). Dlouhodobý stav svalového zkrácení může směřovat až k postupné tvorbě svalových kontraktur (Štětkářová et al., 2012)

Zvýšení svalové aktivity, projevující se spasticitou, je dalším z projevů, charakteristických pro syndrom horního, tedy centrálního motoneuronu. Bez ohledu na kauzální příčinu poruchy horního motoneuronu, vzniká vždy, ať už jako následek CMP, traumatu, zánětu či tumoru (Štětkářová et al., 2012). Spasticita je odkazem řady pozitivních příznaků, u kterých je vznik považován za důsledek adaptace míšních segmentálních okruhů na ztrátu korové volní kontroly a korové modulační funkce. Jednotlivé pozitivní příznaky mohou být přítomny buď zároveň nebo pouze jednotlivě. Mezi tyto znaky se řadí patologický nárůst svalového tonu v závislosti na rychlosti, zvýšení dráždivosti pro tonické napínací reflexy, hyperreflexie jako důsledek zvýšené dráždivosti fázických napínacích reflexů a tzv. fenomén sklapovacího nože, který je způsoben ztrátou schopnosti postupné inhibice flexorového reflexu (Krakauer, 2005).

Spasticita může být obecně rozdělena na akutní, subakutní a chronickou v závislosti na časovém úseku od začátku vzniku onemocnění, ve kterém se objeví. Akutní spasticita je u pacientů přítomna již během prvního měsíce po CMP. Za fázi subakutní lze považovat rozmezí od 1 do 6 měsíců od začátku ataky a chronická spasticita se objevuje po 6 měsících (Stanescu et al., 2018, s. 642). U některých pacientů může dojít v míře zvýšené svalové aktivity ke zlepšení nebo úplnému vymizení, avšak u většiny pacientů se stává trvalou poruchou. Elektromyografické studie dokazují, že postupné zvyšování svalového tonu dosahuje maximálních hodnot mezi 1. – 3. měsícem po CMP (Sale et al., 2004).

### **1.2.2 Obraz motorického deficitu na horní končetině**

Celkový funkční deficit horní končetiny, tedy snížená selektivní kontrola jak pohybů jednotlivých prstů, tak i pohybů v ostatních kloubech horní končetiny a zároveň nepoměr aktivity mezi jednotlivými svalovými skupinami horní končetiny kontralaterální ke straně léze CNS, je ve většině případů nejvýraznějším důsledkem CMP z hlediska motoriky (Cruz, Waldinger a Kamper, 2005). Funkčnost horní končetiny bývá u hemiparetiků narušena jak v rámci dosahových aktivit, tak při samotném úchopu a jeho následném uvolnění (Roby-Brami, Jacobs et al., 2003, s. 218).

Přítomností spasticity, tedy trvalým zvýšením klidového napětí, a nedostatečným vlivem inhibice dochází k prodloužené svalové kontrakci, a tím pádem k poklesu schopnosti volní relaxace daného svalu (Véle, 2006, s. 90). Zvýšenou klidovou aktivitu charakterizuje rovněž hyperreflexie a výskyt neadekvátních kokontraktí v průběhu pohybu. Další z projevů syndromu centrálního motoneuronu, tedy svalová slabost, se odráží zejména ve ztrátě zručnosti

a schopnosti generovat sílu optimální jednak pro hrubou motoriku a dosahové aktivity, jednak pro následnou manipulaci s předměty a jemnou motoriku, tedy obecně pro koordinované pohybové činnosti (Sangole, Levin, 2007, s. 80).

Kombinace všech těchto projevů centrální neurologické léze způsobuje narušení rovnováhy mezi aktivitou jednotlivých svalů i svalových skupin, což se charakteristicky projevuje atypickým klidovým postavením horní končetiny, produkcí stereotypních patologických pohybových synergií a poklesem až ztrátou selektivní kontroly jednotlivých kloubů (Sangole, Levin, 2007, s. 80).

### **1.2.2.1 Svalová aktivita a typická postura paretické horní končetiny**

Abnormalita pohybových synergií horních končetin u pacientů po CMP zrcadlí poměr a stav svalového tonu mezi skupinou flexorů a extenzorů. Flexorová synergie zahrnuje retrakci, elevaci, abdukci a zevní rotace ramenního kloubu, flexi kloubu loketního, supinaci předloktí a extenzi zápěstí i prstů. Protrakce, addukce a vnitřní rotace ramene, extenze v loketním kloubu, pronace předloktí a flexe zápěstí společně s prsty charakterizuje naopak synergií extenzorovou (Sangole, Levin, 2007, s. 87).

U hemiparetických pacientů převládá tendence ke zdůraznění flekčního držení horní končetiny, naopak pohyb do extenze je prováděn navzdory zvýšenému odporu (Véle, 2006, s. 90). V důsledku nepoměru aktivity flexorů a extenzorů, a tedy výrazné převahy flexorové skupiny svalů, je pro obraz charakteristického postavení ruky pacientů po CMP typické flektované zápěstí. Společně s flexí bývá často přítomna ulnární deviace akrální části horní končetiny, za kterou je odpovědná hyperaktivita zejména musculus flexor carpi ulnaris, v některých případech doprovázena také zvýšeným napětím a aktivitou musculus extensor carpi ulnaris (Fuchs et al., 1997 in Sangole, Levin, 2007, s. 87).

Nepřetržitě sevření dlaně i prstů v pěst může být rovněž jedním z charakteristických rysů obrazu motorického deficitu horní končetiny v návaznosti na CMP. V některých případech, zejména u závažnějších postižení, dochází k narušení funkce a hyperaktivitě musculus flexor digitorum profundus, v důsledku čehož mají pacienti tendenci nepřetržitě zarývat nehty prstů do dlaně. V druhém případě, při převaze musculus flexor digitorum superficialis, jsou distální interfalangeální klouby prstů v extenzi, zatímco proximální interfalangální klouby jsou flektovány. Atypické postavení palce v dlani je způsobenou velmi častou hyperaktivitou a zvýšeným napětím musculus flexor pollicis longus et brevis a musculus adductor pollicis (Mayer, 2004 in Sangole, Levin, 2007, s. 87).

### **1.2.2.2 Charakteristické pohybové synergie v rámci dosahových aktivit**

Srovnáním pohybu paží u pacientů po CMP a u zdravých jedinců lze konstatovat, že pohyb paretické horní končetiny se obecně vyznačuje delší dobou trvání, ztrácí plynulost a je více segmentovaný, značně variabilní a s četnými pohybovými chybami. Je nejen výrazně narušena koordinace mezi ramenem a loktem, ale oproti intaktní kontrolní skupině dochází také ke snížení celkového aktivního rozsahu pohybu v kloubech (Cirstea, Levin, 2000, s. 949).

Výsledky hodnocení dosahových aktivit, zakončených úchopem, popisují, že ve skupině zdravých jedinců byla pro dosažení nejčastěji využívána synergie extenze v lokti, flexe v rameni, společně s protrakcí lopatky a hrudníku. U hemiparetických pacientů bylo naopak zaznamenáno snížení extenze v loketním a flexe v ramenním kloubu, které bylo kompenzováno výrazným mimovolním souhybem trupu (Roby-Brami, Feydy et al., 2003, s. 378-379). Nadměrné zapojení trupu a celého ramenního pletence v rámci dosahu se stává u hemiparetických pacientů stereotypickou součástí patologické dosahové strategie postižené horní končetiny. Aktivita trupu, namísto postupné a plynulé aktivace dílčích kloubů horní končetiny, obvykle celý pohyb začíná, a následně ho také zakončuje (Michaelsen et al., 2001, s. 1875).

Pohyb trupu nezajišťuje pouhý transport ruky k dosahovanému objektu, ale u pacientů s distálním deficitem horní končetiny asistuje rovněž při nastavení ruky pro samotný úchop (Michaelsen et al., 2004, s. 171). Propulze trupu směrem vpřed pomáhá pacientům nastavit předloktí ve frontální rovině adekvátně pro úchop předmětu, který je umístěn blízko u těla. Naopak pohybem trupu vzad je facilitována extenzorovou synergií pro nastavení předloktí do roviny sagitální tak, aby bylo možno uchopit předmět ležící dál od těla (Sangole, Levin, 2007, s. 89).

Výsledky studie Michaelsena et al. (2001, s. 1881-1882) popisují, že při cíleném omezení možnosti pohybu trupu, došlo u pacientů automaticky alespoň k určitému opětovnému navýšení aktivního rozsahu v kloubech paretické horní končetiny. Tyto hodnoty dokazují, že schopnost přizpůsobit motorické řízení novým a měnícím se vnějším podmínkám zůstává do jisté míry zachována.

### **1.2.2.3 Charakteristické pohybové synergie v rámci úchopových činností**

V důsledku narušené selektivní kontroly, timingu i míry aktivace jednotlivých svalů, a tedy celkového poškození řízení koordinace, je u hemiparetických pacientů k uchopování



typicky využívána namísto prstových bříšek celá plocha dlaně (Hunter, Crome, 2002). Z výsledků výzkumu, cíleného na úchopovou strategii pacientů po CMP, vyplývá, že u hemiparetiků bývá úchop dosaženo flexí spíše v metacarpofalangeálních kloubech, naproti tomu ve skupině zdravých jedinců byl úchop realizován zejména flextováním proximálních interfalangeálních kloubů. Obecně lze tedy konstatovat, že pacienti s hemiparézou po centrální neurologické lézi využívají spíše širšího a hrubšího úchopu (Raghavan et al., 2010, p. 3041).

### 1.2.3 Obraz motorického deficitu na dolní končetině

Závažnost a konkrétní podoba motorického deficitu v důsledku centrální neurologické léze v oblasti dolní končetiny se odráží zejména na kvalitě krokového stereotypu a celkové schopnosti samostatné lokomoce pacienta.

*„Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy“ (Kolář, 2009, s. 48)*

Obecně je termín chůze definován jako základní lokomoční stereotyp pohybu těla z jednoho místa na druhé střídavou a opakovanou změnou pozice chodidel za podmínky, že alespoň jedno chodidlo zůstává kontaktu se zemí nebo podložkou, což je hlavním aspektem pro odlišení chůze od běhu či jiných způsobů lokomoce (Smidt, 1990, s.1). Lokomoční vzorec bipedální chůze člověka je stejně unikátní, jako jeho osobnost. Stejně tak jako je unikátní pohybový vzorec každého zdravého člověka, může se mezi sebou značně lišit i stereotyp pohybu jedinců s hemiparézou. Přestože je i tento patologický lokomoční vzorec značně variabilní, odborníci často používají termínu „hemiparetická chůze“ pro popis charakteristického držení těla a pohybu končetin, které lze pozorovat během samotné lokomoce pacienta (Smidt, 1990, s. 45). Lokomoci zdravého člověka charakterizuje koordinovaný, rytmický pohyb končetin a plynulý pohybe těžiště vpřed, naopak chůze jedinců po cévní mozkové příhodě je definována jako pomalá, asymetrická, energeticky náročná, s velmi omezenou kadencí (Giuliani, 1990, s. 253; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 136).

De Quervain et al. (1996) se ve své studii zabývali charakteristikami lokomočního stereotypu u pacientů po CMP, konkrétně u celkem 18 jedinců po obstrukci v povodí arteria cerebri media. U dvanácti ze zúčastněných pacientů byla v důsledku uzávěru mozkové tepny poškozena pravá strana těla, u zbylých šesti byla hemiparéza přítomna na levé straně. Studie

u každého pacienta byla provedena týden od okamžiku, kdy byla obnovena schopnost samostatné chůze, která je definována jako způsobilost ujít alespoň 18 metrů bez podpory nebo asistence druhé osoby. Průměrná doba od počátku mozkové příhody do okamžiku obnovy samostatné chůze se ve většině případů pohybuje zpravidla v rozmezí 7,8-6 týdnů. U nadpoloviční většiny pacientů byla popsána generalizovaná svalová slabost dolních končetin, projevy patologického stretch reflexu, přítomný klonus v oblasti hlezenního kloubu a výrazný nárůst svalového napětí. Generalizovaná svalová slabost je dále spojena se ztrátou schopnosti provádět izolované pohyby, které jsou nahrazeny produkcí primitivních pohybových vzorů, jako je flexe kolenního kloubu se simultánní extenzí kloubu kyčelního nebo dorzální flexe v kloubu hlezenním se součastou extenzí kyčelního a kolenního kloubu (De Quervain et al., 1996). Přítomnost spasticity, snadno patrná při rychlém protažení svalu, které vyvolá charakteristický klonus, snižuje flexibilitu a kvalitu selektivní svalové kontrakce během stojné a švihové fáze a omezuje tak rozsahy pohybů ve všech kloubech (Perry a Burnfield, 2010, s. 172).

### **1.2.3.1 Časoprostorové parametry hemiparetické chůze**

U pacientů po CMP dochází ke změnám celé řady časoprostorových parametrů krokového stereotypu (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 136). Nejčastěji pozorovaný rozdíl mezi lokomočním stereotypem zdravých jedinců a pacientů po CMP je v celkové rychlosti chůze, konkrétně v jejím poměrně znatelném poklesu, ke kterému dochází v závislosti na změnách v době trvání jednotlivých fází krokového cyklu (Smidt, 1990, s.254). Časový interval od mozkové příhody do okamžiku schopnosti samostatné lokomoce je u každého pacienta individuální, ale obecně lze konstatovat, že čím je tento interval delší, tím je počáteční rychlost chůze, které je schopen pacient dosáhnout, nižší (De Quervain et al., 1996). Hodnoty průměrné rychlosti chůze u hemiparetických pacientů se pohybují v rozmezí 0,2-0,7 m/s, narozdíl od zdravých jedinců, kde se hodnoty pohybují zpravidla v rozsahu 1-1,2 m/s (Smidt, 1990, s. 254).

Výsledky výzkumu z roku 1996 potvrzují snížení celkové rychlosti lokomoce u nadpoloviční většiny pacientů po CMP. U 12 pacientů z celkových 18 zúčastněných byly změřeny výrazně nižší hodnoty rychlosti chůze, konkrétně v rozmezí 0,08-0,24 m/s, což odpovídá 6-7 % průměrným hodnotám chůze zdravých jedinců. Pět pacientů prokázalo způsobilost dosáhnout při chůzi rychlosti v rozsahu 0,4-0,7 m/s, tedy 29-48 % z průměrné rychlosti u běžné populace a pouze u jednoho z pacientů byla obnovena schopnost lokomoce

rychlostí v hodnotě 1,04 m/s, která je rovna zhruba 74 % normální hodnoty (De Quervain et al., 1996).

Jako jedním z klíčových faktorů, vedoucích ke snížení rychlosti a také k omezení kapacity pro její opětovné navýšení, se z několika studií prokázala zejména svalová slabost flexorů kyčelního a extenzorů kolenního kloubu a plantárních flexorů nohy (Baker et al., 2016, s. 566). Další příčinou celkového poklesu rychlosti a prodloužení krokového cyklu je jako jeden z nejnápadnějších aspektů hemiparetické chůze abnormalita poměru stojné a švihové fáze. Doba trvání stojné fáze na straně paretické se zkracuje, naopak fáze předšvihová a švihová jsou na straně postižené dolní končetiny prodlouženy. Kompenzačně k těmto změnám se u zdravé dolní končetiny doba trvání fáze stojné zvyšuje, a naproti tomu se zkracuje délka fáze švihové (Smidt, 1990, s.254). Prodloužení stojné fáze na zdravé dolní končetiny v porovnání s postiženou stranou má za následek nejen celkové zmenšení délky kroku na postižené straně, ale také prodloužení fáze dvojí opory, tedy fáze, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou (Baker et al., 2016, s. 566; Smidt, 1990, s. 254).

Průměrná délka kroku byla z výsledků studie, provedené u 23 pacientů po CMP, vymezena v rozsahu 0,6-0,25 m a doba trvání jednoho krokového cyklu v rozpětí 2,3-0,8 sekund. Tato omezení v délce kroku, a tedy v celkové rychlosti chůze jsou spojena se sníženou efektivitou propulze paretické dolní končetiny ve švihové fázi a přenosu váhy z paretické na zdravou stranu ve fázi stojné (Smidt, 1990, s. 254). Kromě omezení délky kroku na paretické straně, dochází také zpravidla k mírnému rozšíření opěrné baze a zvětšení úhlů, pod kterými jsou palce na obou chodidlech vytočeny směrem laterálně (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 136). Souhyby rukou, popisované v rámci fyziologického stereotypu bipedální lokomoce, u pacientů po CMP zcela chybí, popřípadě jsou na straně paretické výrazně omezeny (Baker et al., 2016, s. 565).

### **1.2.3.2 Kinematické parametry hemiparetické chůze**

Kinematické aspekty kvantifikují kvalitu časoprostorových parametrů pohybu daného jedince. Kinematika popisuje pohyb bez ohledu na faktory jako je hmotnost nebo síla, která daný pohyb generuje (Balasubramanian et al., 2012).

Přes značné individuální rozdíly, které je vždy třeba vyšetřit a zohlednit v rámci rehabilitačního procesu, lze popsat určitý kinematický vzorec pohybu paretické dolní končetiny během krokového stereotypu. Ve švihové fázi jsou typicky generovány následující pohyby: jednostranná flexe kyčelního kloubu, extenze kloubu kolenního, plantární flexe v hlezenním

kloubu a cirkumdukce celé dolní končetiny. V průběhu fáze postupného zatěžování je přítomna flexe v kyčelním kloubu, omezená flexe kolenního kloubu a plantární flexe kloubu hlezenního. V okamžiku mezistojie, tedy ve středu stojné fáze, dochází k hyperextenzi kolenního kloubu. Adekvátní síla a rozsah pohybu potřebné pro následnou fázi odrazu palce, a tedy plynulý přechod do fáze švihové, jsou zpravidla nedostatečné, a proto je celkový odraz paretické dolní končetiny výrazně narušen a doba trvání švihové fáze prodloužena (Smidt, 1990, s. 255).

Společně se změnou v poměru délky trvání jednotlivých fází krokového cyklu, tedy zejména s výrazným prodloužením předšvihové a švihové fáze paretické dolní končetiny, dochází také ke změnám v načasování přenosu váhy z jedné dolní končetiny na druhou. Často dochází k předčasnému přenosu váhy z postižené poloviny na polovinu zdravou. To znamená, že váha je z paretické strany přenesena na kontralaterální dolní končetinu ještě před úplným odrazem chodidla postižené dolní končetiny (Smidt, 1990, s. 255).

Omezený rozsah především flexe v kolenním kloubu, ale také rozsahy pohybů v kyčelním a hlezenním kloubu vedou k obrazu charakteristického vzorce pohybu paretické dolní končetiny při chůzi, označovaného jako tzv. stiff-legged gait (Smidt, 1990, s. 255). V důsledku výrazného omezení flexe kolenního kloubu již v předšvihové fázi a následně pouze minimální nebo žádné progresi flekčního pohybu po odrazu palce, dosahuje maximální hodnota flexe kolene v průběhu švihové fáze hodnoty okolo 36°, ale k extenzi kolenního kloubu často dochází již před nebo ve fázi odrazu palce (De Quervain et al., 1996).

Výrazně limitovaná dorzální flexe v hlezenním kloubu společně s omezenou flexí kloubu kolenního ve fázi švihové mají za následek zdánlivé prodloužení dolní končetiny, a tedy nutnou substituci pohybu dolní končetiny vpřed cirkumdukcí. Počáteční kontakt chodidla se zemí je vzhledem k patologickému vzorci dorzální flexe v hlezenním kloubu uskutečňován místo úderu paty, který je první fází fyziologického krokového cyklu, buď prostřednictvím dopadu celé plošky tzv. footflat, nebo prostřednictvím přední části chodidla, tedy forefoot strike. Pohyby do flexe a extenze v kloubu kyčelním typicky postrádají u hemiparetických pacientů plynulou a hladkou trajektorii pohybu a nedostatečný rozsah extenze kyčelního kloubu ve fázi konečného stoje je jednou z příčin zkrácení délky kroku paretické dolní končetiny (Smidt, 1990, s. 255).

### 1.2.3.3 Svalová aktivita a typické vzorce zapojení svalů do pohybu

Přes značné individuální rozdíly každého jedince lze dle řady výzkumů vymezit určité obecné charakteristiky zapojení svalů, a tedy svalové práce v rámci lokomočního stereotypu hemiparetických pacientů:

1. Celkově nižší svalová aktivita paretické končetiny
2. Delší doba aktivace daného svalu do pohybového vzorce
3. Upřednostňování tonické aktivity před aktivitou fázičkou při přechodu z jedné fáze krokového cyklu do druhé
4. Doba trvání maximální aktivity daného svalu výrazně delší, než jaké jsou požadavky pro fyziologický průběh jednotlivých fází krokového cyklu (Smidt, 1990, s. 259).

V důsledku poklesu až ztráty selektivní kontroly může být pro pacienta obtížné aktivovat a zapojit do pohybu konkrétní kombinace svalů, které jsou žádoucí v jednotlivých fázích krokového cyklu a původní volní kontrolované pohyby, tak nahrazují obvykle primitivní lokomoční vzorce. Mimovolní zapojení primitivních pohybových vzorců zároveň nedovoluje pacientovi modulovat a měnit jak charakter, tak intenzitu svalové síly, optimální pro fyziologický průběh krokového stereotypu (Perry a Burnfield, 2010, .172). Ztráta motorické kontroly hemiparetické dolní končetiny je nejpatrnější a má největší význam zejména v přechodových fázích krokového cyklu, tedy ve fázích, kde je vyžadována rychlá změna pohybu, jako je fáze postupného zatěžování, odraz chodidla nebo mezistoj (Smidt, 1990, s. 255).

Švihová fáze krokového cyklu bývá namísto hladkého sledu dílčích pohybů stehna, bérce a chodidla zpravidla zahájena mohutnou flexí celé dolní končetiny (Smidt, 1990, s. 255). Fáze stojné je dosaženo skrze aktivaci celkového extenzorového vzorce, ve kterém jsou zapojeny extensory kloubu kyčelního a kolenního současně s plantárními flexory hlezna (Perry a Burnfield, 2010, s. 172). Ihned po kontaktu chodidla s podložkou dochází často extenzi kolenního kloubu, výrazné plantární flexi, a tedy k omezení dorzální flexe kloubu hlezenního (De Quervain et al., 1996). V terminálním stadiu švihové fáze dochází typicky k současné a výrazně prudké extenzi kolenního a hlezenního kloubu, která nahrazuje hladký přechod do extenze a dorzální flexi v kloubu hlezenním. Plynulý přechod do extenze kolenního kloubu je klíčový pro správnou stabilizaci kolene a adekvátní dorzální flexe zajišťuje počáteční kontakt s podložkou úderem paty, kterým by měla být zahájena stojná fáze fyziologického krokového cyklu (Smidt, 1990, s. 255).

V roce 1979 byl proveden výzkum zacílený na měření a vyhotovení tzv. elektromyografických vzorců (EMG vzorců) u celkem 23 pacientů po CMP a 3 pacientů s roztroušenou sklerózou nebo tumorem mozku. Přestože je deficit motorické kontroly individuální a u každého pacienta zcela unikátní, lze pohyb monitorovat, zaznamenávat a hodnotit prostřednictvím EMG vzorce, který vytváří obraz motorického deficitu. V návaznosti na výsledky této studie od sebe lze odlišit 3 charakteristické EMG vzorce zapojení svalů v průběhu krokového stereotypu. První vzorec, pozorovaný celkem u 9 pacientů, se vyznačuje předčasnou aktivací musculus triceps surae ve fázi počátečního stoje. U 7 pacientů byl pozorován celkově výrazně nižší stupeň svalové aktivity, avšak fyziologický timing, tedy časové zapojení jednotlivých svalů, zůstal zachován a třetí vzorec pohybu je charakterizován koaktivací a současným zapojením několika svalových skupin zároveň v dílčích fázích krokového cyklu (Knutsson a Richards, 1979 in Smidt, 1990, s. 260).

### 1.3 Principy rehabilitačního procesu po cévní mozkové příhodě

Rehabilitační proces, jeho forma, intenzita a kvalita, hrají u pacientů po CMP klíčovou roli v minimalizaci motorického deficitu, stejně tak v míře soběstačnosti a schopnosti začlenit se zpět do pracovního i sociálního života (Poli et al., 2013). Míra motorického deficitu a jeho charakter jak v subakutním, tak chronickém stadiu, je závislá zejména na lokalizaci léze, na integritě bílých mozkových drah a aktivitě mozkové kůry jak při volném pohybu, tak v klidu (Stinear, 2010).

Neurologická rehabilitace je založena na principu neuroplasticity, zahrnující procesy obnovy a reorganizace poškozených nebo ztracených funkcí mozku (Milia et al., 2019). Termíny jako jsou regenerace a obnova mohou být matoucí, protože jsou užívány jak pro popis procesu reparace vlastního neurálního deficitu v dané korové oblasti, tak pro navýšení samotné výsledné funkční kapacity pacienta. Tyto dva procesy jsou však navzájem úzce propojeny, protože obnova funkční schopnosti a aktivit závisí na procesu primární neurofyziologické regenerace a naopak. Tyto děje v různém stupni závisí a jsou ovlivněny procesem spontánní obnovy, motorickým tréninkem a kvalitou vnějších stimulů, zvýšeným zapojením kontralaterální hemisféry a axonální remodelací kortikospinálního systému (Bowden, Woodbury a Duncan, 2013). Rehabilitačním tréninkem lze ovlivňovat a formovat následnou reorganizaci neporušených sousedních oblastí mozkové kůry, a právě nepoškozené korové oblasti zřejmě hrají velmi důležitou roli v procesu obnovy motorických funkcí (Milia et al., 2019).

Neustále se rozvíjející technologie poskytují nové možnosti nejen v samotné rehabilitaci, ale také k získání okamžité zpětné vazby centrální nervové soustavy. Za účelem přesné ložiskové stimulace primární motorické korové oblasti, měření motorických evokovaných potenciálů, dále jen MEPs, a facilitace jednotlivých svalů postižené kontralaterální končetiny je často využívána např. transkraniální magnetická stimulace, tedy TMS (Stinear, 2010).

Evokované potenciály představují bioelektrické zpracování a odpověď mozku na vnější stimul. Dle charakteru stimulu můžeme rozlišit jednotlivé typy, jako např. vizuální evokované potenciály, somatosenzorické evokované potenciály nebo právě motorické evokované potenciály. Přítomnost změn v amplitudě či disperze MEP nebo také prodloužení centrálního motorického kondukčního času odráží funkční integritu a stupeň excitability motorických korových drah, odpovídající míře a charakteru motorického deficitu v okamžiku měření. Díky těmto získaným údajům a hodnotám lze pak v rámci výzkumů cíleně posoudit efektivitu dílčích

rehabilitačních konceptů, terapeutických postupů a prostředků pro obnovu funkční kapacity, snížené v důsledku centrální neurologické léze (Bareš, 2002).

### **1.3.1 Podstata motorické obnovy po prodělané cévní mozkové příhodě**

U většiny pacientů dochází v řádech týdnů až měsíců od vzniku centrální léze k určité spontánní obnově a reparaci. Samovolná reparace zpravidla nebývá kompletní. Klíčem k úspěchu v rámci rehabilitace je vhodnými terapeutickými přístupy a postupy adekvátně navázat a co nejefektivněji podpořit tento spontánní proces. Délka procesu reparace je značně individuální a záleží na mnoha faktorech, avšak proběhla již celá řada klinických studií zabývajících se právě touto otázkou (Cramer a Riley, 2008).

Naykama et al. Se zaměřil ve svém výzkumu na motorickou funkci paže a dokázal, že u 95 % pacientů bylo maximálního stupně obnovy volní motoriky dosaženo za 9 týdnů (Naykama et al., 1994 in Cramer a Riley, 2008). Za účelem stanovení prognózy obnovy pohybové funkční kapacity horní končetiny byly pro svou citlivost a specifčnost využity volní cílené pohyby extenze prstů a abdukce v ramenním kloubu. Z výsledků měření celkem u 156 pacientů bylo stanoveno, že pokud je daný jedinec schopen provést jak extenzi prstů, tak abdukci ramene do 72 hodin od mozkové příhody, je zde pravděpodobnost obnovy manuální zručnosti v průběhu prvních 6 měsíců až 98 %. V případě, že pacient nedokáže v časovém úseku 72 hodin od iktu vykonat ani jeden ze dvou pohybů, je pravděpodobnost obnovy funkční motoriky do 6 měsíců pouze 25 % a pouze 14 - ti procentní šance je v případě, že pacient není schopen provést žádný z pohybů ani do 5 dní od cévní mozkové příhody (Stinear, 2010). Deficit plné funkčnosti paretické horní končetiny přetrvává po šesti měsících od cévní mozkové příhody u 30-66 % pacientů (Milia et al., 2019).

Co se týče funkce řeči byly ve studii z roku 1995 zveřejněny výsledky, ze kterých vyplývá, že konečného stupně komunikačních schopností bylo u 95 % pacientů dosaženo po 6 týdnech od cévní mozkové příhody (Pedersen et al., 1995 in Cramer a Riley, 2008).

### **1.3.2 Neuroplasticita**

Neuroplasticita je schopnost centrálního nervového systému se remodelovat a určuje způsob, jakým jsme schopni se adaptovat na měnící se podmínky, učit se novým faktům a rozvíjet nové dovednosti (Hallett, 2005). Faktem je, že struktura neuronální sítě není fixní,



ale dynamicky se vytváří a mizí v průběhu celého našeho života v závislosti na vnějších i vnitřních podnětech a prožitcích (Demarin a Morovic, 2014). Některé procesy jsou poměrně rychlé, jiné trvají delší dobu. U časných změn, vyžadujících více času, je ale zároveň také největší pravděpodobnost, že zůstanou trvalými (Hallett, 2005).

Repetitivním cvičením a vykonáváním určité aktivity, ať už se jedná o sekvenci pohybů nebo matematickou úlohu, dochází k formování neuronálních okruhu, což vede ke schopnosti snáze a lépe provést daný úkol za současného snížení energetické náročnosti. V okamžiku, kdy přestaneme danou činnost provádět a pravidelně opakovat, mozek reaguje přeměrováním neuronálních okruhů na základě principu „use it or lose it“ (Demarin a Morovic, 2014).

Proces neuroplasticity může být chápán na několika úrovních. Jednak na úrovni jednotlivých neuronů, tedy na úrovni změn probíhajících v každé jedné buňce, jednak na úrovni celé skupiny neuronů, odpovědných za určité výsledné chování (Hallett, 2005). Neuroplasticita je obecným termínem, který je třeba dále definovat, a proto od sebe můžeme odlišit neuroplasticitu strukturální a neuroplasticitu funkční (Demarin a Morovic, 2014). Neuroplasticita je substrátem, základním principem a nutným předpokladem procesu motorického učení (Kleim a Jones, 2008).

### **1.3.3 Motorické učení**

Učení samo o sobě lze definovat mnoha způsoby a různí autoři se svými pohledy v definici procesu učení značně rozcházejí.

Schmidt a Lee (2011, s. 327) shrnují a definují celkem čtyři charakteristiky:

1. Učení je proces získávání schopnosti za účelem provádět činnosti a dovednosti různého charakteru. Učení je tedy souborem základních událostí, dějů a změn, uskutečňovaných za účelem stát se schopnějšími a zručnějšími v provádění daného úkolu.
2. Učení se vyskytuje jako přímý výsledek praxe nebo zkušenosti.
3. Učení nelze přímo registrovat a pozorovat, jelikož procesy, které směřují k modifikaci chování probíhají interně a nejsou tedy k dispozici pro přímou kontrolu. Pozorovat lze však výsledné změny v jednání a chování daného jedince, podle kterých lze probíhající proces učení předpokládat.
4. Za důsledek učení se nepovažují změny v chování, které jsou způsobeny přechodnými změnami nálady, motivací či vnitřních stavů, jako je např. únava, jelikož u vlastního

učení se předpokládá vznik změn ve schopnostech a dovednostech, které budou relativně stálé a trvalé (Schmidt a Lee, 2011, s. 327).

Motorické učení zahrnuje širokou škálu jevů, sahajících od relativně nízkoúrovňových mechanismů pro udržení kalibrace našich pohybů až po provádění kognitivních rozhodnutí na vysoké úrovni, kam spadá např. jednání v nových a neobvyklých situacích (Krakauer et al., 2019).

### **1.3.3.1 Definice motorického učení**

Motorické učení může být charakterizováno jako proces, během kterého se díky opakovanému nácviku a interakci s prostředím postupně stává provedení jednotlivých pohybů nebo jejich sekvencí snadným (Kodadová a Opavský, 2019).

Motorické učení je souborem dějů, spojených se cvičením nebo zkušenostmi, které následně vedou k poměrně permanentním změnám v daných dovednostech (Schmidt a Lee, 2011, s. 327) Definovat motorické učení můžeme také jako déletrvající změnu v našem pohybovém chování, kterou získáváme jako výsledek praxe nebo určité zkušenosti a je měřitelná retencí, tedy tím, do jaké míry a po jak dlouho dobu zůstane změna našeho jednání a motorického projevu fixována (Cratty 1973, Oxendine 1984 in Rychtecký, 1995, s. 63). Proces učení, kterým jednotlivci procházejí během získávání různorodých motorických dovedností, je podobný, i když se od sebe jednotlivé motorické dovednosti značně liší typem i složitostí (Wulf, 2007).

### **1.3.3.2 Fáze motorického učení**

Proces motorického učení je sledem kontinuálních změn, které se odrážejí v úrovni pohybových dovedností daného jedince. Přes značnou individualitu lze v jeho průběhu pozorovat určité obecné, kvalitativně shodné znaky, dle kterých následně můžeme definovat dílčí etapy, úseky a fáze celého procesu (Rychtecký, 1995).

Odborné publikace se neshodují na jednotném počtu fází, charakterizujících průběh motorického učení. Proces motorického učení popisují jednotliví autoři jako model o různém počtu fází a v literatuře se tedy můžeme setkat s rozdělením jak do tří, tak i do sedmi fází (Kodadová a Opavský, 2019).

## **Model motorického učení dle Fittse a Posnera**

Často uváděným je Fittsův a Posnerův třístupňový model (Wulf, 2007, s. 3; Kodadová a Opavský, 2019), který obsahuje fázi kognitivní, asociativní a autonomní.

### **I. Fáze kognitivní**

Během kognitivní fáze jedinec zjišťuje, co je vlastně třeba udělat, k čemuž je vyžadována značná kognitivní činnost, prováděné pohyby jsou úmyslně a vědomě kontrolovány. Typická pro tuto fázi je experimentace s různými strategiemi a způsoby provedení tak, aby jedinec přišel na to, které z nich budou fungovat nejlépe. Vědomé kontrolování postupného provedení jednotlivých úkonů dané pohybové činnosti vyžaduje značnou kapacitu pozornosti. Výstupem kognitivní fáze, tedy vědomých, kontrolních strategií, je zpravidla značně pomalý, nesouvislý, velmi málo efektivní pohyb s velkým množstvím chyb a nekonzistentní výkon.

### **II. Fáze asociativní**

Druhá fáze procesu motorického učení je charakteristická již jemnějšími a citlivějšími úpravami provedení daného pohybu. Jedinec rozpoznává vzájemné vnitřní vztahy mezi jednotlivými složkami pohybu a za účelem optimalizace motorického výkonu se snaží propojit vlastní pohyby se specifickými podněty vnějšího prostředí. V této fázi jsou již alespoň určité části pohybu ve větší míře řízeny automaticky, a pozornost tak může být věnována dalším aspektům výkonu. Jedinec je schopen uvědomovat si a rozpoznávat některé ze svých chyb a snaží se je korigovat, neefektivní kokontrakce jsou postupně redukovány a pohyb se stává úspornějším. Celkově tedy dochází ke snížení jak četnosti, tak i velikosti chyb a výsledkem je spolehlivější a konzistentnější pohyb.

### **III. Fáze autonomní**

Tato fáze nastává až po dlouhodobém a intenzivním tréninku, který může trvat i několik let. Je charakterizována plynulými, zdánlivě nenáročnými pohyby, které jsou nejen přesné, ale také konzistentní. V provedení daného pohybu se vyskytuje jen velmi malé množství chyb, které jsou navíc jedinci schopni sami detekovat a opravit je, aniž by si při tom potřebné pohybové detaily uvědomovali. Provedení pohybu je efektivní a vyžaduje relativně málo svalové energie. Dovednost je v této fázi prováděna převážně automaticky, a to i za měnících se vnějších podmínek. Provedení pohybu již nevyžaduje žádnou nebo pouze malou pozornost a jedinci obvykle zvládají zároveň provádět také jiný.

### Fáze motorického učení dle Rychteckého

Rychtecký (1995, s. 82) ve své publikaci dělí proces motorického učení do čtyřech fází, jejichž přehled je shrnutý viz Tabulka 1.

**Tabulka 1** Přehled znaků v jednotlivých fázích motorického učení (Rychtecký, 1995, s. 85)

Fáze	Znaky	Úroveň	Vnější projev	CNS	Mentální aktivita
1.	Počáteční seznámení, instrukce, motivace	Nízká	Generalizace	Iradiace	Vysoká
2.	Zpevnění, zpětná aferentace, slovní kontrola	Střední	Diferenciace	Koncentrace	Střední
3.	Zdokonalování, retence, koordinace	Vysoká	Automatizace	Stabilizace	Nízká
4.	Transfer, integrace, anticipace, výkon	Mistrovská	Tvořivá koordinace	Tvořivá asociace	Vysoká

#### 1.3.3.3 Základní prvky motorického učení

Pojem motorické učení zahrnuje dva rozdílné prvky, jak se ve většině případů autoři odborných publikací shodují, a to učení motorických sekvencí a senzomotorickou adaptaci.

#### Učení motorických sekvencí

Výsledný plynulý motorický úkon vzniká na základě procesu spojování již zafixovaných dílčích izolovaných pohybů do jednoho celku, tedy tzv. procesem učení motorických sekvencí (Kodadová a Opavský, 2019).

Učení motorických sekvencí lze charakterizovat jako osvojování nových vzorců svalové aktivity, na které navazuje postupné navyšování kvality provedení pohybových vzorů díky odbourávání chyb, aniž by došlo ke snížení rychlosti prováděné činnosti (Kitago a Krakauer, 2013 in Kodadová a Opavský, 2019).

V současné době je stále prováděno mnoho výzkumů, zabývajících se otázkou toho, jakým způsobem je daný soubor jednotlivých akcí organizován do konkrétního časového řádu tak, aby bylo dosaženo požadovaného úkonu. Všeobecně je předpokládáno, že to,

jakým způsobem jsou sekvence řazeny, reprodukovány a reprezentovány v mozku, má pro motorickou kontrolu rozhodující význam (Krakauer et al., 2019, s. 632).

### **Senzomotorická adaptace**

Motorická adaptace se týká konkrétního typu behaviorální změny, která zahrnuje úpravu již dobře prováděné činnosti v reakci na změnu prostředí nebo např. na polohu těla tak, aby byl udržen původní výkon a kvalita provedení pohybu. Touto úpravou může být buď výběr alternativní činnosti nebo změna způsobu provedení dané původní činnosti, ale cíl akce zůstává v obou případech stejný (Krakauer et al., 2019, s. 616).

Jedná se tedy o modifikaci vlastního motorického výstupu v reakci na změnu v senzorické aferenci nebo motorické eferenci (Kodadová a Opavský, 2019).

Stejné příkazy vydané mozkovými centry, které dříve mohly vést k dokonalému výkonu, toho při jakékoliv změně vnějšího či vnitřního prostředí již nejsou schopné, a musí proto dojít k určitým úpravám těchto motorických „ovladačů“ tak, aby byla kvalita výkonu i nadále udržena. Díky neustále se měnícímu prostředí byl tedy v motorickém systému vyvinut speciální mechanismus pro znovu přetváření činností, ve kterém hraje hlavní roli mozeček (Krakauer et al., 2019, s. 616-617).

#### **1.3.3.4 Hodnocení motorického učení**

Efektivita motorického učení se v praxi hodnotí podle dvou hlavních charakteristických ukazatelů, a sice podle trvání získané dovednosti v čase a podle tzv. přenosu (transferu), který je velmi důležitým aspektem, označujícím, v jaké míře se učení určitého pohybu generalizuje do dalšího, netrénovaného úkonu nebo kontextu. Udržení motorické dovednosti i po časovém odstupu se hodnotí pomocí tzv. retenčních testů, stejně tak míru přenosu testujeme prostřednictvím tzv. transfer testů. V obou případech je důležitý časový odstup, ve kterém se jednotlivá hodnocení provádějí. Během tohoto časového odstupu („offline periody“) dochází v případě úspěšného tréninku ke spontánní konsolidaci, tedy upevnění, cvičené motorické dovednosti (Kodadová a Opavský, 2019).

## 1.4 Hlavní činitelé efektivity neurologické rehabilitace

Z hlediska vyhodnocení efektivity rozličných intervencí a způsobu tréninku v rámci neurorehabilitace a dosažení obnovy maximální potenciální funkčnosti jednotlivých částí těla, za využití celé řady nástrojů, mechanických zařízení i aktivit, proběhla již celá řada studií a výzkumů. Navzdory četným pokusům identifikovat a formalizovat základní principy neurorehabilitace, zůstává výsledná efektivita a účelnost předmětem diskuzí (Maier, Ballester a Verschure, 2019, s. 2).

Kleim a Jones se ve svém výzkumu z roku 2008, zabývajícím se principy tzv. „experience-dependent plasticity“, snažili vysvětlit, jakým způsobem je forma tréninku a volba konkrétních postupů stěžejní a rozhodující v procesu funkční obnovy. Termín „experience-dependent plasticity“ můžeme chápat jako neustále probíhající a pokračující proces generování a organizace neuronálních spojů, který se děje v závislosti na zážitcích, prožitcích a díky nim získaných zkušenostech v životě každého člověka. Odlišné životní situace a okolnosti významně ovlivňují, jakým způsobem se budou jednotlivé části mozku specificky rozvíjet a dále růst (Experience-Dependent Plasticity. (n.d.). In *Alleydog.com's online glossary*). V návaznosti na Kleima a Jonese se následně řada výzkumů a prací v této oblasti dále věnuje identifikaci vědecky podložených zásad, díky kterým by bylo možné sestavit takovou formu tréninku, který by vedl v co největší možné míře k aktivaci procesů neuroplasticity mozku (Kleim a Jones, 2008 in Maier, Ballester a Verschure, 2019, s. 2).

Z těchto výzkumů a poznatků posledních let vyplývá několik faktorů stěžejních pro podporu neuroplasticity a reorganizace poškozených korových oblastí (O'Dell, Lin a Harrison, 2009). Za obecně nejefektivnější intervence v rámci rehabilitačního procesu, navazujícího na poškození CNS, je považován multisenzorický přístup, zaměřený na nácvik konkrétních a specifických úloh, zvolených na základě předem jasně stanovených cílů. Důraz je kladen nejen na intenzitu terapie, ale také na počet opakování v průběhu samotného cvičení a vytváření nejrůznějších variant a modifikací daných úloh (Poli et al., 2013).

Co se týče tréninku a navýšení lokomočních schopností, adekvátní intenzita tréninku, definována jako množství práce za jednotku času, respektive míra vykonané práce nebo vyvinuté síly, vede ke vzrůstu neuromotorických a aerobních nároků, což jde ruku v ruce se zlepšením výkonnosti kardiovaskulárního systému tak, aby byl organismus schopen pokrýt tyto zvýšené energetické požadavky (Bowden, Woodbury a Duncan, 2013).

Studie z roku 2008 porovnávající význam jednotlivých činitelů v rámci lokomoční rehabilitace prokázala intenzitu chůze jako „společného jmenovatele“ všech intervencí

směřujících k navýšení funkční kapacity. Nejdůležitějším faktorem pro dosažení adekvátní a efektivní intenzity v terapii chůze je rychlost (Bowden, Woodbury a Duncan, 2013).

Vyšší intenzita, rychlost a nárůst aerobní kapacity jdou sice ruku v ruce s motorickým učením v rámci rehabilitace lokomočních funkcí, avšak z hlediska správné koordinace a zapojení adekvátních svalů při úkonech vyžadujících jemnou motoriku může být vysoká intenzita tréninku naopak nežádoucí a kontraproduktivní. Intenzita tréninku z pohledu rehabilitace horní končetiny je tedy poměrně obtížně definovatelná. Samotné cvičení v rámci terapie horní končetiny, zaměřené zpravidla na aktivity každodenního života (ADL aktivity), se skládá z jednotlivých dílčích pohybů, prováděných v otevřeném kinematickém řetězci a v submaximu pacienta, tedy těsně pod hranicí maximálního možného výkonu. V tomto případě bývá tedy intenzita terapie obvykle spojována s délkou trvání tréninkové jednotky a počtem provedených opakování daného pohybu (Bowden, Woodbury a Duncan, 2013).

Mnohonásobné opakování vede ke změně korové motorické reprezentace tak, že oblast odpovědná za výsledný pohyb nebo celkový projev, se postupně rozšiřuje, je zde patrné větvení dendritů, růst synapsí i zvýšení synaptických odpovědí. Studie za účasti pacientů po CMP dokazují, že cílené a repetitivní zapojování paretické končetiny má za následek zvýšení excitability poškozené hemisféry a přispívá k obnově rovnováhy mezi oběma hemisférami v rámci facilitace či inhibice (Bowden, Woodbury a Duncan, 2013).

Dalšími faktory, které mohou mít rozhodující vliv v procesu obnovy motorických funkcí, jsou: citové a emoční působení aktivity na daného člověka, využití taktilní a vizuální stimulace, obměna a variabilita úkolů jak v průběhu cvičení, tak i mezi jednotlivými cvičebními jednotkami, a stejně tak kvalita spánku, ovlivňující významně proces upevnění a konsolidace nově získaných dovedností (O'Dell, Lin a Harrison, 2009).

## 1.5 Robotické technologie v rehabilitaci

Robotická zařízení spadají do skupiny označované odborným termínem pokročilé rehabilitační technologie (Advanced Rehabilitation Technology; ART), který je odvozen z názvu společnosti International Industry Society in Advanced Rehabilitation Technology (IISART) (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016).

Přestože se neustále zvyšuje snaha věnovat rehabilitačnímu procesu pacientů po cévní mozkové příhodě větší pozornost i více úsilí, v důsledku ekonomické zátěže a nedostatku kvalifikovaných lidských zdrojů nedosahují pacienti při propouštění z nemocnic, a často po absolvování pouze akutní rehabilitace, ani zdaleka svého maximálního potenciálu v rámci procesu obnovy senzomotorických funkcí. (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

Využití pokročilých rehabilitačních technologií představuje možnost, jak zefektivnit a „povznést“ tradiční rehabilitační přístup, zároveň snížit zátěž terapeutů a poskytnout adekvátní vnější feedback jak terapeutovi, tak i pacientovi (Polí et al., 2013). Robotická rehabilitace obecně využívá schopnosti robotických zařízení produkovat a zajistit bezchybný opakující se pohyb, který lze dle konkrétních parametrů adekvátně nastavit a následně upravovat. Terapeutické programy s využitím robotů jsou založeny na myšlence, že rozsáhlé, intenzivní a mnohonásobné opakování daného pohybu paretické končetiny napomáhá k facilitaci neuroplasticity mozku a korové reorganizaci, vedoucí k většímu, výraznějšímu a efektivnějšímu zapojení paretické poloviny těla při aktivitách každodenního života (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

Potencionální výhody využití robotických zařízení v procesu obnovy a zlepšení kvality motorických funkcí, které byly poškozeny v důsledku centrální neurologické léze, oproti konvenční terapii zahrnují: možnost zvětšení intenzity, vyšší frekvence opakování, zlepšení participace pacienta na terapii, zdokonalení procesu motorického učení prostřednictvím vizuální stimulace a schopnost průběžně mapovat a zaznamenávat reakce pacienta na terapii i samotné výsledky terapie (O'Dell, Lin a Harrison, 2009).

Zařazení robotů do rehabilitačního procesu umožňuje vykonávat terapii s náležitou přesností a možností nastavit a upravovat intenzitu i rychlost každého opakování s ohledem na individuální a aktuální potřeby každého pacienta, v souladu s reziduální motorickou funkcí a stanoveným cílem. Podstatnou výhodou je také vzájemná interakce mezi robotickým přístrojem a pacientem, a tedy možnost poskytnout pacientovi okamžitý feedback o kvalitě provedení daného pohybu. Robotické technologie obecně dodávají terapii přesnost a spolehlivost při repetitivních pohybech, na druhou stranu však postrádají do jisté míry



flexibilitu a adaptaci, schopnost nezávislé komunikaci a vyššího stupně zpracování informací a v neposlední řadě způsobilost reagovat na jemné smyslové vjemy, které jsou pro člověka charakteristické (Pignolo et al., 2009).

### **1.5.1 Klasifikace rehabilitačních robotických technologií**

Oblast pokročilých rehabilitačních technologií je velmi rozsáhlá a postupně jsou objevovány stále nové možnosti, přístupy i pokročilejší a inovované modifikace stávajících přístrojů, a proto je samotná orientace v této problematice poměrně obtížná. Na podkladě dostupných zdrojů byly zjednodušeně a přehledně robotické technologie, konstruované za účelem rehabilitace horních a dolních končetin, v rámci této práce rozčleněny do jednotlivých kategorií odděleně dle odlišných kritérií.

### **1.5.2 Robotická zařízení pro rehabilitaci paretické horní končetiny**

#### **1.5.2.1 Dělení dle kontrolní strategie**

Na základě stupně závažnosti motorického deficitu horní končetiny jsou robotické přístroje schopny volní pohyb buď plně substituovat nebo naopak pouze vymezovat rozsah a trajektorii pohybu, podle čehož můžeme odlišit přístroje pasivní, aktivní a interaktivní, které mají schopnost přizpůsobit se přesně míře aktuální pacientovy volní aktivity (Poli et al., 2013).

#### **a) Přístroje pasivní**

Pasivní robotická zařízení jsou sestavena takovým způsobem, že bez jakékoliv mechanicky generované síly pouze pacientovi vymezují předem daný rozsah pohybu, v němž může sám horní končetinou pohybovat (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011). Robotický přístroj neposkytuje pacientovi žádnou pomoc, ani asistenci a pacient aktivně vykonává daný pohyb (Poli et al., 2013).

#### **b) Přístroje aktivní**

Aktivní přístroje jsou konstruovány tak, aby vlastní mechanická soustava byla schopna nastavenou rychlostí provádět pohyb pacientovou paží dle předem definovaného vzorce z jedné pozice do druhé (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011). Pacient neprovádí žádnou volní aktivitu a jedná se tedy o čistě pasivní pohyb plně iniciovaný aktivním robotickým zařízením (Poli et al., 2013).

### **c) Přístroje interaktivní**

Zařízení interaktivní dokážou přesně reagovat na pacientovu volní hybnost a dle zaznamenané síly, rozsahu pohybu a dalších parametrů mohou následně poskytnout potřebnou optimální míru asistence (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011). Robot pracuje v tzv. aktivně asistenčním módu, kdy se pacient sám pokouší o volní aktivitu, na základě které mechanická soustava eventuelně daný pohyb upravuje a dopomáhá pacientovi k provedení správného stereotypu v plném rozsahu pohybu (Poli et al., 2013).

#### **1.5.2.2 Dělení dle typu asistence**

Společným způsobem dělení robotických zařízení pro rehabilitaci horní i dolní končetiny je rozdělení dle způsobu, jakým přístroj poskytuje pacientovi v průběhu pohybu asistenci, tedy dělení na zařízení end-efektorového a exoskeletového typu.

##### **a) Přístroje end-efektorového typu**

End-efektorová zařízení jsou systémy vzájemně propojeny s pacientem pouze v jednom distálním bodě postižené horní končetiny, tedy na předloktí či v oblasti zápěstí, nejčastěji prostřednictvím ortézy, a jednotlivé klouby mechanického zařízení end-efektorového typu tak nejsou přesně spojeny s danými anatomickými klouby horní končetiny pacienta (viz. Příloha 2 s. 63) (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011; Lo a Xie, 2012).

U takto sestrojených přístrojů, které jsou s pacientem v kontaktu pouze v jednom styčném bodě, je značně omezena možnost kontrolovat postavení a pohyb proximálních částí končetiny a může poměrně snadno docházet k nežádoucím souhybům a rotacím jak v ramenním, tak loketním kloubu (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

End-efektorové typy robotů jsou konstrukčně jednodušší, jejich výroba není tak náročná ani nákladná a dají se rovněž lépe nastavit a adekvátně přizpůsobit délce a rozměrům končetiny pacienta. Na druhou stranu je však díky způsobu sestrojení velmi obtížné generovat izolovaný pohyb pouze v požadovaném dílčím kloubu a snadno může dojít k přenosu a řetězení pohybu od robotického přístroje a zápěstí až po nekontrolovaný pohyb v loketním a ramenním kloubu (Lo a Xie, 2012).

U 2D rovinných systémů, jako je např. MIT-MANUS, nebývá se vznikem patologických souhybů v proximálních kloubech zpravidla žádný problém. Naopak 3D prostorové pohyby mohou bez jakékoliv další podpory a kontroly vyústit až ve zranění a limitovat tak proces obnovy správné koordinace celé paže. Vzhledem k těmto rizikům využívají některé robotické systémy duálního nastavení (např. REHAROB) tak, aby bylo umožněno dosáhnout

koordinovaných pohybů jak v proximální, tak i v distální části paže (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011). Možnou nevýhodou end-efektorových zařízení je rovněž pouze omezený rozsah pohybu, který mechanická konstrukce dovoluje, což značně limituje variabilitu jednotlivých cviků a úloh v rámci rehabilitace (Lo a Xie, 2012).

Existují také některé end-efektorové přístroje, konstruované za účelem oboustranné bimanuální terapie prostřednictvím druhé, ať už aktivní nebo pasivní, robotické ortézy, která je připojena k distální části neparetické horní končetiny (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011). Mezi nejčastěji využívané přístroje end-efektorového typu pro horní končetinu se řadí například MIT-MANUS, MIME nebo GENTLE/S (Lo a Xie, 2012).

#### **b) Přístroje exoskeletového typu**

Exoskeletové systémy jsou na druhou stranu sestaveny na principu jakéhosi pouzdra, zaujímajícího do své konstrukce celou paži, čímž je umožněno kontrolovat orientaci, pohyb i stupně volnosti v jednotlivých kloubech, jak proximálně, tak distálně. Ve srovnání se zařízeními end-efektorovými jsou u exoskeletů jednotlivé osy pohybu v daných kloubech předem plně definované, což platí za předpokladu, že mechanické osy přístroje jsou zcela kompatibilní s odpovídajícími anatomickými liniemi (viz. Obrázek 1 s. 36). V opačném případě může snadno dojít ke vzniku odchylek a k odklonění od fyziologické osy pohybu (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

Konstrukce exoskeletového přístroje přesně vymezuje stupně volnosti pohybu pacientovi paže. Existují přístroje, zahrnující pouze 2 stupně volnosti ve sternoklavikulárním skloubení ramenního komplexu. Další robotická zařízení, jako je např. ARMin III, IntelliARM a MGA, dokáží generovat pohyb také s elevací a depresí ramenního pletence a přístroj MEDARM umí vést současně pohybu do retrakce i protrakce (Lo a Xie, 2012).

#### **c) Kombinovaná zařízení**

Další typy zařízení jsou založeny na principu závěsných systémů, u kterých jsou jednotlivé vodící kabely spuštěny ze stabilní konstrukce nad pacientem a spojeny buď s druhou konstrukcí exoskeletového typu (např. Dampace) nebo s mechanickou dlahou (např. Swedish helparm). Takové zhotovení poskytuje jak pasivní podporu končetiny proti gravitaci, tak aktivní kontrolu orientace a postavení paže i vedení samotného pohybu (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).



**Obrázek 1** Simulace terapie prostřednictvím exoskeletonu Armeo (Chang a Kim, 2013)

### **1.5.2.3 Vybraná zařízení pro rehabilitaci paretické horní končetiny**

Jedním ze nejčastěji využívaným přístrojem v rámci rehabilitačního procesu pacientů po CMP z hlediska terapie horní končetiny exoskeletového typu je Gloreha. Gloreha je robotická rukavice konstruovaná tak, aby umožnila již v časně fázi po neurologickém či traumatickém poškození horní končetiny zahájit efektivní, intenzivní, a stimulující neuro- motorickou terapii (Milia et al., 2019). Celý přístroj se skládá z vlastní rukavice a monitoru, který poskytuje vizuální feedback (Milia et al., 2019).

Kompletní konstrukce zařízení je složena ze dvou dílčích prvků s jasně definovanými a specifickými mechanickými vlastnostmi (Borboni et al., 2017). První část tvoří tzv. aktuátor, který je vlastně hnacím motorem celého robotického zařízení, generující a regulující sílu, rychlost a posuny. Tento tzv. aktuátor je připevněn na vrchní části předloktí v blízkosti zápěstí poškozené horní končetiny (Borboni et al., 2017).

Druhá část přístroje je sestavena na principu sekvence jednotlivých úseků, které jsou vzájemně spojeny prostřednictvím elastických převodových pásek tak, aby konstrukce, připevněna na zadní straně poškozené ruky nebo prstu, přesně odrážela a následovala anatomii ruky (Milia et al., 2019).

Za účelem toho, aby přenos pohybu a jeho ovlivnění bylo co nejefektivnější, je každý z dílčích úseků robotické rukavice připevněn k odpovídající anatomické části poškozené horní končetiny prostřednictvím suchého zipu, což umožňuje také značnou variabilitu a možnost

přizpůsobit nastavení ochablé, eventuelně navíc edematózní, ruce nebo prstu (Milia et al., 2019).

Nastavení tzv. aktuátoru je rigidní a stabilní a tato část přístroje je pevně fixována na předloketní části celé robotické rukavice, druhá část má nastavení značně variabilní tak, aby bylo umožněno zaujmout všech pět prstů až po jejich špičky a zajistit efektivní a spolehlivý pohyb, ať už je poškozen jeden prst, více prstů nebo všechny. Konstrukce pohyblivé části rukavice musí být flexibilní a schopna eliminovat jakékoliv riziko mechanického přepětí, eventuelně způsobeného poruchou nebo závadou rukavice, které se na poškozené horní končetině může následně projevit artikulární rigiditou a bolestí. Nastavení musí umožnit přizpůsobit se velikosti a anatomickým poměrům každého prstu i celé ruky, což je zajištěno skrze suchý zip, kterým lze celou rukavici pohodlně a optimálně připevnit tak, aby dlaň a vnitřní část prstů vždy zůstala volná (Borboni et al., 2017).

Zatímco mechanická rukavice uvádí do pohybu jednotlivé prsty, pacient současně pozoruje 3D simulaci vlastní horní končetiny na obrazovce. Rukavice pracuje jak flekčně, tak extenčně a u pacientů, kterým nezůstala v poškozené horní končetině žádná aktivní volní hybnost, je schopna v prvním stadiu rehabilitace generovat čistě pasivní pohyb a mobilizaci jednotlivých prstů. Všechny pohyby do flexe, extenze nebo špetkového úchopu mohou být plně programovatelné individuálně každému pacientovi. Stupeň kompenzace je upravován dle váhy pacientovi paže a míry zachovalé volní kontroly a hybnosti. Podpora samotné váhy končetiny je důležitá při funkčním tréninku, který by často, bez adekvátního odlehčení vůči gravitaci, nebylo možno provádět (Milia et al., 2019).

Ze zástupců rehabilitačních technologií, který se svým způsobem zhotovení řadí mezi end-efektorová zařízení, je v praxi často využíván planární manipulátor s end-efektorovou rukojetí MIT-MANUS (viz. Příloha 3 s. 64) (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

MIT-MANUS umožňuje pacientovi provádět pohyby v horizontální rovině a díky nízkému tření a schopnosti setrvačnosti je velmi vhodný pro terapeutická cvičení dosahových aktivit. Pohyby v horizontální rovině mají v rámci terapie pro pacienta představovat pracovní desku či psaní stůl a současná interakce s monitorem počítače, který zajišťuje 2D produkci videoher, umožní pacientovi představit si a vžít se do konkrétní činnosti a pohybů, směřujících k určitému cíli (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

V průběhu samotného pohybu může robot pacientově volní aktivitě buď dopomáhat a poskytovat asistenci, nebo naopak klást určitý odpor, a zároveň zaznamenávat, jak jednotlivé pozice paže, tak i sílu vyvinout pacientem při daném pohybu (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

Robotický přístroj tedy vyhodnotí zpětnou vazbu a následně převede informace o míře pacientovy volní aktivity a produkované síly do end-efektorové rukojeti, která je v kontaktu s pacientovou paží, díky čemuž může být poté poskytnuta zcela optimální a individuální míra asistence pro dokončení pohybu nebo naopak adekvátní odpor (Loureiro, Harwin a Nagai, 2011).

### **1.5.3 Robotická zařízení využívaná v rámci rehabilitace chůze**

#### **1.5.3.1 Dělení dle typu asistence**

Robotická zařízení určená k rehabilitaci chůze a krokového stereotypu můžeme stejně jako rehabilitační přístroje pro horní končetinu dle způsobu asistence pacientově volní aktivitě klasifikovat do dvou skupin, a jedná se tedy o tzv. exoskeletony a přístroje end-efektorové.

##### **a) Exoskeletové přístroje**

Exoskeletová zařízení skýtají možnost iniciovat a provádět pohyb v jednotlivých kloubech dolní končetiny, tedy kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu, kontrolovat jejich postavení, orientaci i průběh samotného pohybu v jednotlivých fázích krokového cyklu (Morone et al., 2017).

Přístroje exoskeletového typu jsou složeny z jednotlivých mechanických os, uspořádaných přesně dle odpovídajících anatomických linií pacienta. Takové přístroje jsou tedy schopné ovlivnit postavení i pohyb daného segmentu a provádět kontrolu v každém jednom kloubu, což zajišťuje minimalizaci abnormálních posturálních reakcí i produkce patologických vzorců pohybu. Terapie prostřednictvím exoskeletových přístrojů je sice komplexnější, ale ekonomického hlediska také značně nákladnější, než při využití přístrojů end-efektorového typu (Chang a Kim, 2013).

##### **b) End-efektorové přístroje**

Tzv. end-efektory jsou konstruovány tak, že pacientův pohyb ovlivňují pouze skrze distální část dolní končetiny, tedy samotné chodidlo, které bývá přístrojem spojeno prostřednictvím kontaktní plochy. Robotické zařízení následně opisuje předem definované trajektorie pohybu, specifické pro stojnou i švihovou fázi krokového cyklu a usměrňuje pohyby chodidel v průběhu celého krokového stereotypu (Morone et al., 2017).

Výhodou přístrojů tohoto typu je sice jednoduché nastavení i manipulace, avšak na druhou stranu je výrazně omezena možnost kontrolovat a koordinovat pohyb v proximálních kloubech, což může směřovat k fixaci patologických pohybových vzorů (Chang a Kim, 2013).

### **1.5.3.2 Dělení dle mechanické konstrukce**

Další kritérium, dle kterého lze mechanická zařízení určená pro rehabilitaci chůze rozdělit, je pohyblivost celé robotické konstrukce, tedy zda je pacient při samotné terapii tímto přístrojem fixován pouze na jednom místě, nebo zda je mu umožněn pohyb v prostoru. Hovoříme tak buď o přístrojích statických nebo dynamických (Morone et al., 2017).

#### **a) Statické přístroje**

Statická zařízení, jejichž hlavní součástí je mechanický chodící pás, umožňují svou konstrukcí poskytnout adekvátní asistenci pohybu končetin, zajišťují podporu trupu a odlehčení proti gravitační síle (body weight support; BWS), poskytují pacientovi bezpečí a pomáhají s udržením rovnováhy. Do této skupiny přístrojů spadá například často využívaný Lokomat, ALEX nebo LOPES (Shi et al., 2019).

#### **b) Dynamické přístroje**

Dynamická pozemní zařízení jsou konstruována za účelem znovuzískání schopnosti a jistoty pohybovat se po běžném povrchu, což je nezbytnou součástí každodenního života a začlenění pacienta co nejlepším způsobem zpět do společnosti. Mezi tyto dynamické přístroje řadíme například eLEGS (Exo-skeleton Lower limb Gait System), Indego, ReWalk, MINDWALKER a HAL (Hybrid Assistive Limb) (Shi et al., 2019).

### **1.5.3.3 Vybrané zařízení pro rehabilitaci chůze**

Nejrozšířenějším a klinicky nejvyužívanějším robotickým systémem ze současně dostupných pokročilých rehabilitačních technologií exoskeletového typu určených pro lokomoční terapii je Lokomat (viz. Příloha 4 s. 64). Tento systém se obvykle užívá v rámci terapie chůze a zlepšení celkového krokového stereotypu u pacientů s různým stupněm a typem poruchy dolních končetin v důsledku cévní mozkové příhody, poškození míchy, traumatických poranění mozku nebo roztroušené sklerózy. Efektivnost využití Lokomatu nejen za účelem zlepšení stereotypu chůze, ale také pro zpomalení svalové atrofie a eutonizaci jednotlivých svalů dokázala již celá řada studií (Cheng a Lai, 2013).

Lokomat je bilaterální robotická ortéza využívaná v neurologické rehabilitaci za účelem automatizace pohybových funkcí. Konstrukce je založena na systému odlehčení váhy těla proti

gravitaci (body weight support; BWS) v kombinaci s chodícím pásem, který simuluje biomechaniku dolních končetin při chůzi po běžném povrchu, a navíc může být doplněn o systém virtuální reality. Stěžejní rozdíl oproti klasickému chodícímu pásu s odlehčením je, že při pohybu jsou jednotlivé klouby dolní končetiny pacienta vedeny a orientovány dle předdefinovaného kinematického vzorce bipedální lokomoce (Morone et al., 2017). Předem naprogramovaný vzorec chůze koresponduje s kinematikou normální chůze, zahrnující synchronizaci, adekvátní koordinaci mezi jednotlivými končetinami i klouby navzájem a přiměřené zatížení končetin v jednotlivých fázích krokového cyklu. Lokomat spadá do skupiny exoskeletových přístrojů, což znamená, že pohyb kolena a pánve, respektive kyčelního kloubu, jsou vedeny prostřednictvím externí ortézy, která je poháněna lineárním elektrickým motorem, zatímco v hlezenním kloubu je při švihové fázi krokového cyklu pasivně vyvolána dorzální flexe, jejíž pohyb je kontrolován prostřednictvím dvou elastických pásek (Baronchelli et al., 2021; Cheng a Lai, 2013).

Před samotným zahájením terapie je třeba nejprve změřit délky končetin a šířku pánve. Dle naměřených parametrů lze poté přizpůsobit nastavení jednotlivých ortéz optimálně pacientovu tělu. Kromě antropometrických měření je rovněž nezbytné provést vyšetření chůze a krokového stereotypu a stanovit stupeň poškození dolních končetin jako prevence vzniku dalších možných ortopedických potíží či svalových dysbalancí v důsledku neadekvátně nastavených parametrů. Na podkladě výsledků vyšetření a v souladu s vlastní vahou pacienta je zvolena rychlost a míra visuté podpory, kterou exoskeletový přístroj poskytuje pacientovi. Stejně tak jako je rychlost chůze plně programovatelná, lze přesně nastavit a kontrolovat frekvenci, vzdálenost a celkový čas trvání (Cheng a Lai, 2013).

Do skupiny robotických přístrojů s end-efektorovým typem konstrukce spadá Gait Trainer, založený na principu dvojité kliky a kolébkového systému (Cheng a Lai, 2013).

Ve srovnání s chodícím pásem je Gait Trainer (viz. Obázek 2 a 3 s. 41) složen ze dvou dílčích podložek zvlášť pro každé chodidlo a každá tato podložka je spojena s vlastní kolébkovou konstrukcí, umožňující houpavý pohyb, a klikou, zajišťující propulzi. Tento tzv. kolébkový systém se dvěma klikami předepisuje a provádí skrze podložky symetricky se opakující pohyb chodidel ze stojné do švihové fáze. Pacientova chodidla jsou při pohybu v neustálém kontaktu s podložnými deskami, čímž je umožněna simulace konkrétních pohybů v jednotlivých fázích krokového cyklu (Morone et al., 2017).





**Obrázek 2** Pacient s levostrannou hemiparézou při terapii za využití Gait traineru s asistencí jednoho terapeuta, kontrolujícího pohyb kolene paretické dolní končetiny (Werner et al., 2002)



**Obrázek 3** Pacient s levostrannou hemiparézou při terapii za využití klasického chodícího pásu, a tedy nutné asistence dvou terapeutů pro kontrolu pohybu akra paretické dolní končetiny a pohybů pánve (Werner et al., 2002)

## 2 Diskuze

Za účelem zhodnocení využití a efektivity roboticky asistované terapie, a jejích výhod oproti terapii konvenční, v rámci rehabilitačního procesu pacientů po CMP byla během posledních let provedena celá řada studií. Často diskutovaná je rozdílná efektivita terapie při využití přístrojů buď end-efektorového, nebo exoskeletového typu v jednotlivých fázích rehabilitačního procesu (Chang a Kim, 2013).

### 2.1 Efektivita využití robotických technologií v rámci rehabilitace paretické horní končetiny u pacientů po CMP

Sale a spol. (2014) se ve svém výzkumu zaměřili na výsledky, získané po absolvování robotické terapie prostřednictvím end-efektorového přístroje MIT-MANUS, v porovnání s klasickou konvenční terapií. Studie se zúčastnilo celkem 53 pacientů v subakutním stadiu, tedy asi 30 dní od ischemické či hemoragické akutní léze mozkové tkáně. U všech hodnocených pacientů se jednalo o první mozkovou příhodu, v důsledku které se projevila jednostranná paréza, avšak schopnost udržet samostatně posturu v sedu zůstala zachována, stejně jako schopnost porozumět všem jednoduchým instrukcím a požadavkům. Pacienti byli zcela náhodně rozděleni do dvou skupin, experimentální skupiny a skupiny kontrolní. Obě skupiny pacientů podstoupily celkem 30 sezení. Měření a hodnocení klinických výsledků proběhlo jednak před samotným zahájením terapie, následně po 15 sezeních a poslední na konci celého rehabilitačního procesu.

První část testování, považována za primární výsledky, zahrnovala část Fugl-Meyerova testu (FM), pro horní končetinu a modifikovanou Ashworthovu škálu (MAS), pro ramenní a loketní kloub, tedy Modified Ashworth Scale-Shoulder (MAS-S) and Elbow (MAS-E), jako ukazatel hodnotící stupeň spasticity. Sekundární výsledky dále zahrnovaly měření pasivního rozsahu pohybů (pROM), tedy součet pohybů v ramenním a loketním kloubu, konkrétně flexe, extenze, abdukce, zevní a vnitřní rotace ramene a extenze lokte, za účelem posouzení vychýlení kloubů v souvislosti se spasticitou. Motricity Index, který globálně hodnotí poškození u pacientů s cévní mozkovou příhodou, tvořil poslední část měření.

Cílem studie bylo posoudit vliv robotické rehabilitace na obnovu motoriky horní končetiny a porovnat účinnost robotické terapie, oproti obvyklé konvenční terapii. Získané výsledky ukazují, že prostřednictvím intenzivní roboticky asistované terapie u pacientů v subakutní fázi lze významně ovlivnit a snížit výsledné motorické postižení paretické horní

končetiny. Statisticky významná se po 15- ti sezeních u skupiny pacientů podstupující roboticky asistovanou terapii prokázala změna jak pROM, tak v MAS. Na konci léčby, tedy po celkových 30- ti sezeních, se sice hodnoty FM i MI zlepšily v obou skupinách, avšak lepší výsledky FM byly po 15- ti sezeních zaznamenány v experimentální skupině, což potvrzuje hypotézu, že optimální intenzivní trénink za využití robotického zařízení přináší vyšší efektivitu a lepší výsledky než obvyklá léčba zejména v časně fázi rehabilitace. Statistická analýza Prom a MAS, hodnotících míru spasticity, rovněž ukazuje významný pokles zvýšeného svalového napětí spíše u experimentální skupiny pacientů, a tedy pozitivní vliv roboticky asistované terapie pacientů se subakutní cévní mozkovou příhodou bez dalších nežádoucích účinků.

Obecně je zastáván názor, že rehabilitační léčba by měla být zahájena co nejdříve po iktu, avšak stále není přítomen dostatek důkazů pro tuto hypotézu, stejně není jasné, jaká by měla být optimální doba trvání fáze intenzivní léčby, a zda ji použití moderních rehabilitačních technologií může celkově zkrátit.

V rámci rehabilitačního procesu, navazujícího na CMP, bývá robotická terapie ve větší míře zařazována zvláště do rehabilitačního plánu pacientů ve stadiu chronickém, ve kterém je efektivita rehabilitace závislá zejména na vysoké intenzitě, které lze díky využití moderních technologií dosáhnout mnohem snáz. Výsledky studie však dokazují, že roboticky asistovaná léčba, poskytovaná již v subakutní fázi, je schopna efektivně zlepšit celkový motorický deficit horní končetiny v kratším čase oproti běžné fyzioterapii, čímž se proces motorické obnovy urychluje. Z výsledků navíc vyplývá, že intenzivní aktivní nácvik pohybů horních končetin v rámci terapie pacientů se subakutní cévní mozkovou příhodou, vede ke snížení spasticity, což vyvrací domněnku, že by roboticky asistovaná rehabilitace mohla být zodpovědná naopak za zvýšené riziko rozvoje spasticity (Sale et. Al., 2014).

Řada studií potvrzuje efektivitu robotické rehabilitace paretické horní končetiny v akutní i subakutní fázi. V chronickém stadiu jsou možnosti ovlivnění motorického deficitu a šance na jeho zmírnění již poměrně omezené. Hlavním cílem rehabilitační péče u pacientů v chronickém stadiu je zejména udržet funkční úroveň, dosaženou léčbou v akutní a subakutní fázi a rovněž zamezit možné očekávané progresi motorického postižení. Vzhledem k epidemiologickým datům, a zejména vysoké a nepřetržitě se zvyšující prevalenci, se rehabilitační péče o pacienty v chronickém stadiu stává čím dál finančně náročnější a nákladnější jak časově, tak z hlediska kapacit zdravotnického personálu (Posteraro et al., 2009).

V roce 2009 byla provedena studie s cílem prezentovat účinnost roboticky zprostředkované terapie paretické horní končetiny u skupiny 20 – ti chronických hemiparetických ambulantních pacientů, a to jak s cílem zachovat funkční úroveň, získanou během raných fází rehabilitace, tak s cílem motorického postižení dále redukovat.

Pro výzkum byla vybrána skupina pacientů ve věkovém rozmezí 33–69 let, z čehož bylo 14 mužů a 6 žen. U 7 pacientů byla následkem centrální neurologické léze pravostranná hemiparéza a u 13 pacientů byla hemiparéza přítomna na levé polovině těla. V 11 – ti případech byla příčinou léze ischemická cévní mozková příhoda, u 6 pacientů došlo k hemoragii do mozkové tkáně a 3 pacienti utrpěli traumatické poškození mozku.

Průměrná doba od začátku neurologického poškození, tedy od prodělání cévní mozkové příhody či traumatu, se pohybovala u všech pacientů okolo 24 měsíců.

V rámci studie absolvoval každý pacient terapii za využití robotického přístroje 3x týdně o délce jednoho sezení 45 minut po celkovou dobu 6 – ti týdnů. Samotná terapie spočívala v provádění cílených dosahových úloh v horizontální rovině od středového bodu k jednotlivým osmi periferním cílům s důrazem na pohyby ramen a loktů. Robotický přístroj MIT-MANUS, využitý v rámci této studie, má schopnost rozpoznat aktivní složku pohybu a umožňuje tedy pacientovi provádět pohyby bez jakékoli podpory. V případě, že pacient není schopen dosáhnout cíle volní aktivitou, robot poskytne pacientovi adekvátní míru asistence zejména v koncové fázi pohybu pro dosažení plného rozsahu až ke konkrétnímu cílovému bodu. Pacientovi je zároveň již v průběhu pohybu poskytována okamžitá proprioceptivní zpětná vazba, která je dalším podnětem pro facilitaci procesu motorického učení. Obrazovka počítače před pacientem navíc poskytuje vizuální feedback o umístění cíle a pohybu robotické end - efektorové rukojeti.

K hodnocení výsledků terapie byla využita škála Motor Status Scale, dále jen MSS, která rozšiřuje měření podle FM skóre a poskytuje spolehlivé a validní posouzení míry postižení horních končetin a celkové invalidity po mrtvici. Další část měření tvořila stupnice Chedoke-McMaster Assessment, byl posuzován pasivní rozsah pohybu v 11 různých svalových skupinách, konkrétně v 7 pro ramenní a ve 4 pro loketní kloub, a hodnocení zahrnovalo také modifikovanou Ashworthovu škálu, k posouzení svalové spasticity hodnocením odolnosti vůči pasivnímu protažení.

Častým stavem u pacientů s neurologickým postižením bývá bolest v ramenním kloubu, přičemž úroveň bolesti postižené paže byla hodnocena pomocí slovní čtyřbodové hodnotící škály, kde 0 znamená žádnou bolest a číslo 3 odpovídá bolesti maximální. První měření daných

parametrů bylo provedeno před samotným zahájením terapie, dále po absolvování robotické rehabilitace a následně po 3 měsících od zahájení studie.

Celkové výsledky po ukončení terapie ukazují významný pokles motorického deficitu paretické horní končetině. Bylo zjištěno statisticky významné zlepšení hodnot MSS, měřené před a po robotickém ošetření, a přestože mezi měřeními na konci léčby a po 3 měsících sledování již žádné další razantní změny pozorovány nebyly, následné hodnocení potvrdilo, že navýšení motorické funkční kapacity také po 3 měsících zůstalo zachováno. Výrazné zlepšení bylo zjištěno také v rámci hodnocení rozsahů pasivních pohybů jak v ramenním, tak loketním kloubu, stejně tak se na konci robotické terapie ukázal pokles ve skóre bolesti u všech pěti pacientů, u kterých byly před zahájením terapie bolesti ramene zaznamenány. U dvou pacientů se skóre snížilo z 1 až 0, u tří jedinců z hodnoty 2 na hodnotu 1, a žádný pacient tedy nevykázal zvýšení skóre na stupnici bolesti.

Souhrn těchto výsledků celkově potvrzuje účinnost roboticky zprostředkované rehabilitační terapie u chronických pacientů a podporuje hypotézu, že zlepšení motorických schopností po neurologickém poranění může pokračovat déle než jeden rok od akutní příhody. Robotické systémy mohou poskytnout některé výhody v oblasti motorické rehabilitace pro pacienty s chronickým neurologickým postižením horní končetiny poskytováním intenzivní terapie. Díky využití robotického přístroje může pacient v rámci jednoho sezení provádět téměř 1000 pohybů s přesně cílenou trajektorií během přibližně 45 minut, čehož při konvenční fyzioterapii nelze běžnými prostředky dosáhnout.

Robotická terapie tedy představuje možnou náhradu pro tradiční terapii alespoň u chronických pacientů, pro zachování míry funkční kapacity, které bylo dosaženo během počátečního období po akutní příhodě. Velký a rostoucí počet přežívajících chronicky postižených pacientů, vyžadujících rehabilitační péči, naznačuje, že by robotická terapie mohla být výhodná také při snižování nákladů systému zdravotní péče. Dále lze díky využití rehabilitačních technologií zaznamenávat kinematická a kinetická data, díky kterým lze následně proces motorické obnovy každého pacienta kvantifikovat (Posteraro et al., 2009).

## **2.2 Efektivita využití robotických technologií v rámci rehabilitace chůze u pacientů po CMP**

Chang a Kim (2013) shrnují ve své práci výsledky sedmi náhodných výzkumů, porovnávajících výsledky klasické konvenční terapie, oproti roboticky asistované terapii prostřednictvím end-efektorových přístrojů realizovaných za účelem obnovy a ovlivnění

stereotypu chůze u pacientů po CMP. Účastníky dvou z těchto uvedených výzkumů byli pacienti v chronickém stadiu, zbylých pět studií bylo cíleno na pacienty v subakutním stadiu. Terapie v rámci jednotlivých výzkumů probíhala po dobu 3-4 týdnů v rozmezí 20-40 minut a v intenzitě cvičení 5x týdně (Chang a Kim, 2013).

Ani u jedné skupiny chronických pacientů neprokázala roboticky asistovaná rehabilitace, konkrétně prostřednictvím end-efektorového přístroje Gait trainer, vyšší efektivitu a lepší výsledky v porovnání s klasickou konvenční terapií, která se tak v tomto případě ukázala jako nenahraditelná. Naopak u zbylých pěti skupin pacientů ve stadiu subakutním bylo při kombinaci klasické fyzioterapie s terapií robotickou dosaženo znatelně lepších výsledků, než při využití pouze tradičních fyzioterapeutických postupů.

Z celkového shrnutí a vyhodnocení jednotlivých dílčích studií tedy vyplývá, že využití end-efektorových přístrojů v rámci rehabilitace chůze u pacientů po CMP je efektivní pouze v subakutním stadiu, a to zejména v kombinaci s klasickými terapeutickými přístupy, avšak u hemiparetiků v chronickém stadiu nemá již zařazení robotických zařízení do terapie žádný stěžejní význam (Chang a Kim, 2013).

Co se týče přístrojů exoskeletového typu, jejich využití a efektivitu terapie za účelem rehabilitace chůze po CMP, mají mezi sebou jednotlivé studie svými výsledky značné rozpory. Dva z vybraných výzkumů, které byly provedeny v roce 2007 u pacientů v subakutním stadiu prokázaly roboticky asistovanou rehabilitaci, konkrétně pomocí Lokomatu, oproti klasickému konvenčnímu přístupu jako efektivnější. Naopak výsledky studie pouze o rok starší, kterou provedl Hidler et al., prokázaly v rámci rehabilitace chůze u skupiny chronických pacientů, výraznější zlepšení při využití postupů klasické terapie a manuální facilitace, než při aplikaci stejně intenzivní terapie za pomoci robotických zařízení. Stejně výsledky, tedy neúčelnost a minimální efektivitu roboticky asistované rehabilitace prostřednictvím Lokomatu, prokázal Hidler a spol. svou studií v roce 2009 také u pacientů v subakutním stadiu.

Tyto dva výzkumy se tedy shodují, že při terapii se stejnou intenzitou, je klasická fyzioterapie efektivnější a přináší lepší výsledky než rehabilitace robotická, a to jak u pacientů v chronickém, tak u pacientů v subakutním stadiu. Výsledky ostatních zveřejněných studií se však liší a dokazují buď stejnou, nebo ve většině případů vyšší účelnost při kombinaci konvenčních postupů právě s terapií robotickou, než při aplikaci pouze klasické fyzioterapie v rámci obnovy bipedálního lokomočního stereotypu zejména u pacientů v subakutním stadiu (Chang a Kim, 2013).

Obecně je zařazení Lokomatu do terapie jedinců s neurologickým postižením v rámci zlepšení lokomočních schopností považováno za účelné, avšak nastavení a hodnoty konkrétních

parametrů, jejich vliv a efekt na neuromuskulární kontrolu, zůstává nejasný. V rámci výzkumu jednotlivých parametrů u zdravých jedinců bylo zjištěno svalová aktivace a její míra prokázala být závislá zejména na intenzitě, rozsahu a časovém profilu lokomoční terapie prostřednictvím Lokomatu (Cherni et al., 2021).

Za využití Lokomatu byla zaznamenána výrazně vyšší aktivita musculus rectus femoris a musculus vastus medialis oproti terapii na klasickém chodícím páse a tento nárůst aktivity byl přítomen bez ohledu na podmínky a nastavené parametry chůze na Lokomatu. Z výsledků měření vyplývá, že navýšení aktivity extenzorů kolenního kloubu však následně nemá souvislost s koaktivací, tedy synchronní aktivitou, hamstringů, konkrétně musculus semitendinosus, protože u těchto svalů byla přítomna tendence spíše k poklesu aktivity, stejně jako u musculus gastrocnemius. Tato skutečnost je pravděpodobně zapříčiněna určitým nesouladem mezi fyziologickou kinematikou chůze a kinematikou nastavenou a uloženou v robotickém zařízení (Cherni et al., 2021).

Chang a Kim (2013) na podkladě výsledků dílčích studií ve své práci konstatují, že roboticky asistovaná rehabilitace chůze sice nemůže zcela nahradit klasické rehabilitační postupy, avšak je zde prokazatelná efektivita v kombinaci obou způsobů terapie, tedy konvenční fyzioterapie s pokročilými rehabilitačními technologiemi. Stále je však absence dostatečného množství studií provedených u chronických pacientů, a pro nedostatek podkladů lze tak toto tvrzení aplikovat pouze na pacienty ve stadiu subakutním (Chang a Kim, 2013).

## Závěr

Výsledný motorický deficit pacientů po CMP odpovídá celé řadě faktorů, jako je délka trvání a závažnost poškození mozkové tkáně, ať už ischemií či hemoragií, lokalizace a celkový rozsah léze. Důležitou roli v maximální dosažitelné funkční kapacitě a soběstačnosti pacienta hraje také věk, pohlaví, celková kondice organismu i motorické a výkonnostní predispozice každého jedince individuálně.

Po CMP vzniká s odstupem několika dní až týdnů syndrom horního, nebo-li centrálního motoneuronu. Jedním z příznaků léze centrálního motoneuronu je snížení až vymizení svalové aktivity, v návaznosti na což bývá pohyb hemiparetických pacientů zpravidla nepřesný a špatně koordinovaný. Dochází k poklesu až ztrátě selektivní kontroly, a tedy obtížnému zapojování a aktivace příslušných svalů v rámci konkrétních pohybových vzorů. Přítomnost spasticity pohyby končetin výrazně ztěžuje, rozsahy jednotlivých pohybů jsou oproti fyziologickým omezené a pohyb je pro hemiparetické pacienty ve výsledku značně energeticky náročnější. Přítomné svalové zkrácení, které může vyústit až ve tvorbu kontraktur, je podmíněno změnami ve viskoelastických vlastnostech tkání. Neméně důležitý pro samotné provedení daného pohybu nebo konkrétní činnosti je také stav aference informací senzorního systému i celkový stav kognice. Motorický projev pacienta může být výrazně limitován také bolestí a v neposlední řadě omezením pasivního rozsahu pohybu v důsledku patologických změn viskoelastické tkání a rozvoje spasticity.

Kombinace všech těchto zmíněných aspektů, přítomných u pacientů po centrální neurologické lézi, výrazně snižuje celkovou funkční kapacitu daného jedince a snižuje nejen schopnost samostatné a efektivní lokomoce, provedení dostatečného rozsahu pohybů, ale také přesného a adekvátně silného úchopu, jemné motoriky, manipulace s předměty, provedení selektivních, koordinovaných a cílených pohybů nebo bimanuálních činností.

V důsledku přítomných, pohyb limitujících faktorů, jsou následně při pohybu využívány kompenzační mechanismy a dochází k produkci patologických pohybových vzorů, pohyby končetin často doprovází asociované reakce a volní motoriku nahrazují kvůli narušené selektivní kontrole mimovolní primitivní pohybové vzory.

Prevalence CMP se nejen v České republice, ale také celosvětově, každým rokem zvyšuje a vzhledem k rostoucí úrovni zdravotní péče se zároveň zvyšuje také počet přeživších pacientů. Tato skutečnost představuje výraznou zátěž z hlediska následné rehabilitační péče, jak po stránce finanční, tak po stránce kapacit kvalifikovaného zdravotnického personálu. V důsledku ekonomické zátěže i nedostatku kvalifikovaných lidských zdrojů jsou často



pacienti propouštění z nemocnic předčasně, často po absolvování pouze akutní rehabilitace, a nedosáhnou tak ani zdaleka svého maximálního potenciálu v rámci procesu obnovy senzomotorických funkcí.

Využití pokročilých rehabilitačních technologií představuje možnost, jak zefektivnit a „povznést“ tradiční rehabilitační přístup, zároveň snížit zátěž terapeutů a poskytnout adekvátní vnější feedback jak terapeutovi, tak i pacientovi. Výsledný efekt a účelnost zařazení robotických technologií do rehabilitačního procesu pacientů po CMP je stále diskutovaným tématem a jednotliví autoři se výsledky i názory ve svých studiích výrazně liší. Obecně se však čím dál více autorů v rámci svých výzkumů shodují na efektivitě a prokazatelně lepších výsledcích při zařazení robotických technologií do rehabilitačního procesu pacientů po centrální neurologické lézi.

Terapeutické programy s využitím robotů jsou založeny na myšlence, že rozsáhlé, intenzivní a mnohonásobné opakování daného pohybu paretických končetin napomáhá k facilitaci neuroplasticity mozku a korové reorganizaci, vedoucí k většímu, výraznějšímu a efektivnějšímu zapojení paretické poloviny těla při aktivitách každodenního života.

Hlavní potenciační výhody využití robotických zařízení oproti konvenční terapii zahrnují: možnost zvětšení intenzity, vyšší frekvence opakování, zlepšení participace pacienta na terapii, zdokonalení procesu motorického učení prostřednictvím vizuální stimulace a schopnost průběžně mapovat a zaznamenávat reakce pacienta na terapii i samotné výsledky terapie. Robotická rehabilitace obecně využívá schopnosti robotických zařízení produkovat a zajistit bezchybný opakující se pohyb, který lze dle konkrétních parametrů adekvátně nastavit a následně upravovat každému pacientovi individuálně.

Přestože roboticky asistovaná rehabilitace nedokáže nahradit zcela postupy klasické fyzioterapie, ani manuální kontakt terapeuta, avšak efektivita při optimálním poměru kombinace obou těchto způsobů terapie, tedy konvenční fyzioterapie s pokročilými rehabilitačními technologiemi, je prokazatelná a otevírá do budoucna nové možnosti terapeutickým intervencím a rehabilitačním postupům nejen u pacientů s centrální neurologickou lézí.

## Referenční seznam

- BAKER, R., ESQUENAZI, A., BENEDETTI, M. G., DESLOOVERE, K. 2016. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 52(4), 560-574, [cit. 2022-04-09]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2016N04A0560>.
- BAREŠ, M. 2002. Evokované potenciály v diagnostice roztroušené sklerózy mozkomíšní. *Neurologie pro praxi*, [on-line] 3(5), 244-248. [cit. 2022-02-27] Dostupné z: [https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200205-0004\\_evokovane\\_potencialy\\_v\\_diagnostice\\_roztrousene\\_sklerozy\\_mozkomisni.php](https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200205-0004_evokovane_potencialy_v_diagnostice_roztrousene_sklerozy_mozkomisni.php).
- BALASUBRAMANIAN, S., COLOMBO, R., STERPI, I., SANGUINETI, V., BURDET, E. 2012. Robotic assessment of upper limb motor function after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, [on-line] 91: 255-269. [cit. 2022-02-19]. Dostupné z: doi: 10.1097/PHM.0b013e31826bcdc1.
- BARONCHELLI, F., ZUCCELLA, CH., SERRAO, M., INTISO, D., BARTOLO, M. 2021. The Effect of Robotic Assisted Gait Training With Lokomat on Balance Control After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Neurology*. [cit. 2021-12-05] Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.661815>.
- BORBONI, A., VILLAFANE, J. H., MULLE, C., VALDES, K., FAGLIA, R., TAVEGGIA, G., NEGRINI, S. 2017. Robot-Assisted Rehabilitation of Hand Paralysis After Stroke Reduces Wrist Edema and Pain: A Prospective Clinical Trial. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, [on-line]. 40(1), 21–30. [cit. 2021-12-11]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.10.003>.
- BOWDEN, MARK, G., WOODBURY, MICHELLE, L., DUNCAN, PAMELA, W. 2013. Promoting neuroplasticity and recovery after stroke. *Current Opinion in Neurology* [on-line] 37-42 [cit. 2021-12-04] Dostupné z: doi: 10.1097/WCO.0b013e32835c5ba0.
- COLLIN, C., WADE, D. 1990. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurology Neurosurg Psychiatry* [on-line] 53: 576-579 [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/motricity-index>.

- COMPSTON, A. 1942. Aids to the Investigation of Peripheral Nerve Injuries. Medical Research Council: Nerve Injuries Research Committee.. *Brain* [on-line] 133 (10): 2838-2844. [cit. 2021-12-04]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/brain/awq270>.
- CRAMER, STEVEN, C., RILEY, JEFF, D. 2008. Neuroplasticity and brain repair after stroke, *Current Opinion in Neurology*. p 76-82 [cit. 2021-12-04] Dostupné z: doi: 10.1097/WCO.0b013e3282f36cb6.
- CRISTEA, M. C. LEVIN, M. F. 2000. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* [online]. 123(5), 940–953 [cit. 2022-04-09]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940>.
- CRUZ, E. G., WALDINGER, H. C., KAMPER, D. G. 2005. Kinetic and kinematic workspaces of the index finger following stroke. *Brain* [online] 128.5: 1112–1121 [cit. 2022-03-16]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1093/brain/awh432>.
- DAŇKOVÁ, Š., PASTUCHA, D. 2018. Robotická rehabilitace pacientů s parézou horní končetiny po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online] 19, 290-3. [cit. 2021-11-20]. Dostupné z: doi: 10.36290/neu.2019.054.
- DE QUERVAIN, I. A., SIMON, S. R., LEURGANS, S., PEASE, W. S., MCALLISTER, D. 1996. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, [on-line] 78(10), 1506–1514. [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2106/00004623-199610000-00008>.
- DEBAS K., CARRIER J., ORBAN P., BARAKAT M., LUNGU O., VANDEWALLE G., TAHAR HAJD A., BELLEC P., KARNI A., UNGERLEIDER G.L., BENALI H., DOYON J. 2010. Brain plasticity related to the consolidation of motor sequence learning and motor adaptation. *Proceedings of The National Academy of Sciences* [online]. 107 (41), [cit. 2022-04-09]. ISSN 17839-17844. Dostupné z: doi 10.1073/pnas.1013176107.
- DEMARIN, V., MOROVIĆ, S. 2014. 'Neuroplasticity', *Periodicum biologorum*, 116(2): 209-211. [cit. 2021-12-04] Dostupné z: <https://hrcak.srce.hr/126369>.
- DRUGA, R., GRIM, M. *Anatomie centrálního nervového systému*. 2011 1. vydání. Praha:Galén; Karolinum, 1. vydání. 219 s. ISBN 978-80-7262-706-6.

DUFEK, M. 2002. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. *Interní Medicína* [online] 4, 5-10. ISSN:1212-7299. Dostupné z: [https://www.internimedicina.cz/artkey/int-200206-0010\\_Cevni\\_mozkove\\_prihody\\_obecny\\_uvod\\_a\\_klasifikace.php](https://www.internimedicina.cz/artkey/int-200206-0010_Cevni_mozkove_prihody_obecny_uvod_a_klasifikace.php).

Experience-Dependent Plasticity. (n.d.) *Alleydog.com's online glossary*. Dostupné z: <https://www.alleydog.com/glossary/definition.php?term=Experience-Dependent+Plasticity>.

FAYAZI, M., DEHKORDI, S, N., DADGOO, M., SALEHI, M. 2012. Test-retest reliability of Motricity Index strength assessments for lower extremity in post stroke hemiparesis. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*, [on-line] 26(1), 27–30. [cit. 2022-02-20]. PMID: PMC3587895. PMID: 23483112.

GIULIANI, C. A. 1990. Adult Hemiplegic Gait. In: SMIDT, G. L. Gait in rehabilitation. Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 044308663X.

HALLETT, M., 2005. Neuroplasticity and rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), pp. xvii-xxii. [cit. 2021-12-04] Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2005.07.0126.

HIDLER, J., NICHOLS, D., PELLICCIO, M., BRADY, K. 2005. Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices. *Topics in stroke rehabilitation*, [on-line] 12(2):22-35 [cit. 2022-02-06]. Dostupné z: doi: 10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE.

HUNTER, S. M. CROME, P. 2002. Hand function and stroke. *Clinical gerontology* [online]. 12(1), 68-81. [cit. 2022-04-09]. ISSN 0959-2598. Dostupné z: <https://doi.org/10.1017/S0959259802012194>.

CHANG, W. H., KIM, YUN-HEE. 2013. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke* [on-line] 15(3):174-181 [cit. 2021-11-13]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.5853/jos.2013.15.3.174>.

CHENG PI-YING, LAI PO-YING. 2013. Comparison of Exoskeleton Robots and End-Effector Robots on Training Methods and Gait Biomechanics. *Intelligent Robotics and Applications*. [on-line]. 258-266 [cit. 2021-12-09]. ISBN 978-3-642-40852-6. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-642-40852-627.

- CHERNI, Y., HAJIZADEH, M., DAL MASO, F., TURPIN, N. A. 2021. Effects of body weight support and guidance force settings on muscle synergy during Lokomat walking. *European journal of applied physiology*, [online]. 121(11), 2967–2980. [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04762-w>.
- JAZERNIK, S., COLOMBO, G., MORARI, M. 2004. Automatic gait pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis. *IEEE Transactions on Robotics*. [online], 20, 574–582 [cit. 2022-03-20]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1109/TRA.2004.825515>.
- KLEIM, J. A., JONES, T. A. 2008. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of speech, language, and hearing research* [online], 51(1), S225–S239. [cit. 2021-12-09]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/018\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/018)).
- KODADOVÁ, M. a J. OPAVSKÝ. 2019. Mechanismy a aplikace motorického učení v rehabilitaci. *Rehabilitation & Physical Medicine* [online]. 26(2), 55-60 [cit. 2020-04-09]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,url,uid&db=asn&AN=137186901&lang=cs&site=eds-live>.
- KRAKAUER, J., W. 2005. Arm Function after Stroke: From Physiology to Recovery. *Seminars in Neurology*, [on-line] 25(4): 384-395. [cit. 2022-02-12]. Dostupné z: [https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Krakauer\\_SemNeurol\(2005\).pdf](https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Krakauer_SemNeurol(2005).pdf).
- KRAKAUER J., HADJIOSIF A., XU J., WONG A., HAITH A. 2019. Motor Learning. *Comprehensive Physiology*. [online] 613-663 [cit. 2020-04-11]. Dostupné z: doi 10.1002/cphy.c170043.
- KULIŠŤÁK, P. 2011. Neuropsychologie, 2.vyd., Praha:Portál, ISBN 978-80-7367-891-3.
- KURIAKOSE, D., XIAO, Z. 2020. Pathophysiology and Treatment of Stroke: Present Status and Future Perspectives. *International journal of molecular sciences* [online] 21(20), 7609 [cit. 2022-03-20]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.3390/ijms21207609>.
- LANG, C, E., BLAND, M, D., BAILEY, R, R., SCHAEFER, S, Y., BIRKENMEIER, R, L. 2013. Assessment of upper extremity impairment, function, and activity after stroke: foundations for clinical decision making. *Journal of hand therapy: official journal of the*

*American Society of Hand Therapists*, [online]. 26(2), 104–115. [cit. 2022-03-20]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2012.06.005>.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, W., M. 2012. *Whittle's gait analysis* (5<sup>nd</sup> revised edition). Churchill Livingstone. ISBN: 978-0-7020-4265-2.

LO, SHING, H., XIE, QUAN, S. 2012. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*. [on-line]. 34(3), 261-268, [cit. 2021-12-05]. ISSN 1350-4533. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004>.

LOUREIRO, R.C.V., HARWIN, W.S., NAGAI, K. *et al.* 2011. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Med Biol Eng Comput* [on-line]; 49, 1103 [cit. 2021-11-19]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0797-0>.

MAIER M., BALLESTER B., R., VERSCHURE P., F., M., J. 2019. Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience*, [on-line] [cit. 2022-02-06]. ISSN 1662-5137. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.3389/fnsys.2019.00074>.

MICHAELSEN, S. M. LUTA, A. ROBY-BRAMI, A. LEVIN, M. F. 2001. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* [online]. 32(8), 1875–1883. [cit. 2022-04-09]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/01.str.32.8.1875>.

MILIA, P., PECCINI, C., M., DE SALVO, F., SFALDAROLI, A., GRELLI, CH., LUCCHESI, G., SADAUSKAS, N., ROSSI, C., CASERIO, M., BIGAZZI, M. 2019. Rehabilitation with robotic glove (Gloreha) in poststroke patients. *Digital Medicine*. [on-line]. 62-67 [cit. 2021-12-10]. Dostupné z: doi: [10.4103/digm.digm\\_3\\_19](https://doi.org/10.4103/digm.digm_3_19).

MORONE, G., PAOLUCCI, S., CHERUBINI, A., DE ANGELIS, D., VENTURIERO, V., COIRO, P., IOSA, M. 2017. Robot-assisted gait training for stroke patients: current state of the art and perspectives of robotics. *Neuropsychiatric disease and treatment*. [on-line] 13, 1303–1311. [cit. 2022-02-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/NDT.S114102>.

O'DELL, MICHAEL, W., LIN, CHI-CHANG, D., HARRISON, V. 2009. Stroke Rehabilitation: Strategies to Enhance Motor Recovery. *Annual Review of Medicine*. . [on-line].

60:1, 55-68 [cit. 2021-12-04] Dostupné z: doi:  
<https://doi.org/10.1146/annurev.med.60.042707.104248>.

PERRY, J., BURNFIELD, J. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2<sup>nd</sup> revised edition). United States: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-55642-766-4.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Grada Publishing a.s. ISBN 978-80-247-1135-5.

PIGNOLO L. 2009. Robotics in neuro-rehabilitation. *Journal Of Rehabilitation Medicine*, [online]. 41(12), 955–960 [cit. 2022-04-11]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: doi:  
<https://doi.org/10.2340/16501977-0434>.

POLI, P., MORONE, G., ROSATI, G., MASIERO, S. 2013. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. *BioMed research international* . [on-line]. 153872. [cit. 2021-11-20] Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1155/2013/153872>.

POSTERARO, F., MAZZOLENI, S., ALIBONI, S., CESQUI, B., BATTAGLIA, A., DARIO, P., MICERA, S. 2009. Robot-mediated therapy for paretic upper limb of chronic patients following neurological injury. *Journal Of Rehabilitation Medicine*, [online]. 41(12), 976–980. [cit. 2022-04-12]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.2340/16501977-0403>.

RAGHAVAN, P. SANTELLO, M. GORDON, A. M. KRAKAUER, J. W. 2010. Compensatory motor control after stroke: an alternative joint strategy for object-dependent shaping of hand posture. *Journal of neurophysiology* [online]. 103(6), 3034–3043 [cit. 2022-04-09]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1152/jn.00936.2009>.

ROBY-BRAMI, A. FEYDY, A. COMBEAUD, M. BIRYUKOVA, E. V. BUSSEL, B. LEVIN, M. F. 2003. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta neurologica scandinavica* [online]. 107(5), 369–381. [cit. 2022-04-09]. ISSN 0001-6314. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0404.2003.00021>.

ROBY-BRAMI, A. JACOB, S. BENNIS, N. LEVIN, M. F. 2003. Hand orientation for grasping and arm joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain research* [online]. 969(1-2), 217–229. [cit. 2022-04-09]. ISSN 0006-8993. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/s0006-8993\(03\)02334-5](https://doi.org/10.1016/s0006-8993(03)02334-5).

RYCHTECKÝ A. 1995. Proces vzdělávání a výchovy ve školní tělesné výchově. In: RYCHTECKÝ A., FIALOVÁ L. *Didaktika školní tělesné výchovy* (1. vydání) Praha: Karolinum. ISBN 80-7184-127-7.

SALE P, FRANCESCHINI M, MAZZOLENI S, PALMA, E., AGOSTI, M., POSTERARO, F. 2014. Effects of upper limb robot-assisted therapy on motor recovery in subacute stroke patients. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation*, [online]. 11, 104. [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-104>.

SANGOLE, A, P., LEVIN, M, F. 2007. A new perspective in the understanding of hand dysfunction following neurological injury. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 14(3), 80-94. [cit. 2022-03-20]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <http://thomasland.metapress.com/content/rp8341v68433p623/>.

SHI, D., ZHANG, W., ZHANG, W., DING, X. 2019. A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chin. J. Mech. Eng.* **32**, 74. [cit. 2021-12-05]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1186/s10033-019-0389-8>.

SCHMIDT, R. A., LEE, T. D. 2011. Motor control and learning: a behavioral emphasis. 5th ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-7961-7.

SCHUMWAY-COOK A., WOOLLACOTT H. MARJORIE 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN-10: 149630263X, ISBN-13: 978-1496302632.

SMIDT G., L. 1990. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone. ISBN: 0-443-083-X.

STANESCU, I., DOGARU, G., BULBOACA, A., FODOR, D., BULBOACA, A. 2018. Spasticity in post-stroke patients: incidence and therapeutical approach. *Balneo Research Journal* [online]. 9(4), 406-410, [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: doi: <http://dx.doi.org/10.12680/balneo.2018.221>.

STINEAR C. 2010. Prediction of recovery of motor function after stroke. *The Lancet. Neurology*, [on-line] 9(12), 1228–1232. [cit. 2022-02-27] Dostupné z: doi: [https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(10\)70247-7](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(10)70247-7).

ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. 2013. Mechanismy spasticity a její hodnocení. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 76/109(3), 267-280. [cit. 2022-03-20]. Dostupné z:



<https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2013-3-9/mechanizmy-spasticity-a-jeji-hodnoceni-40575>.

ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. 2012. *Spasticita a její léčba*. s. 13-32. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-302-2.

TROJAN, S., POKORNY, J. 1999. Theoretical aspects of neuroplasticity. *Physiological research*. [on-line]. 48, 87-98. [cit. 2021-12-04] PMID: 10534011.

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVA, R. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. [on-line] 79/112(2): 168-172. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/archiv-cisel/2016-2-9>.

VAŘEKA, I., JANURA, M., VAŘEKOVA, R. 2018. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*. 25. 81-86. ISSN 1211-2658.

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

VERSTRAETEN, S., M., M., MARK, R., E., SITSKOORN, M., M. 2016, Motor and cognitive impairment after stroke: A common bond or a simultaneous deficit?. *Stroke Research & Therapy*, [on-line] 1(1) [cit. 2022-02-11]. Dostupné z: <https://research.tilburguniversity.edu/en/publications/motor-and-cognitive-impairment-after-stroke-a-common-bond-or-a-si>.

WERNER, C., VON FRANKERBERG, S., TREI, T., KONRAD, M., HESSE, S. 2002. Treadmill Training With Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients. *Stroke* [online], 33(12) [cit. 2022-03-20]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000035734.61539.F6>.

WULF G. 2007. *Attention and motor skill learning*. Department of Kinesiology, University of Nevada, Las Vegas: Human Kinetics in the USA. ISBN-10: 0-7360- 6270-X, ISBN-13: 978-0-7360-6270-1.

WULF G., SHEA CH., LEWTHWAITE R. 2010. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. Published in *Medical Education*. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x>.

YAN, H., YANG, C. 2013. Lower Limb Exoskeleton Using Recumbent Cycling Modality for Post-stroke Rehabilitation. *Intelligent Robotics and Applications*. [on-line]. 284-294. [cit. 2021-12-09]. ISBN 978-3-642-40852-6. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-642-40852-630.

## Seznam zkratek

BWS	body weight support
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografie
FM	Fugl-Meyerův test
MAS	Modified Ashworth Scale
MEPs	motorické evokované potenciály
MI	Motricity Index
MSS	škála Motor Status Scale
pROM	pasivní rozsah pohybů
TMS	transkraniální magnetická stimulace

## **Seznam obrázků**

**Obrázek 1** Simulace terapie prostřednictvím exoskeletonu Arneo

**Obrázek 2** Pacient s levostrannou hemiparézou při terapii za využití Gait traineru

**Obrázek 3** Pacient s levostrannou hemiparézou při terapii za využití klasického chodícího pásu

## **Seznam tabulek**

**Tabulka 1** Přehled znaků v jednotlivých fázích motorického učení (Rychtecký, 1995, s. 85)

## **Seznam příloh**

**Příloha 1** Ukázka hodnocení funkčnosti dolní končetiny v rámci Motricity Indexu (Fayazi et al., 2012).

**Příloha 2** Ukázka robotického zařízení end-efektorového typu InMotion 2.0 (Chang a Kim, 2013)

**Příloha 3** Ukázka využití end-efektorového přístroje MIT-MANUS při terapii (Hidler et al., 2005)

**Příloha 4** Simulace robotické rehabilitace prostřednictvím Lokomatu zdravým jedincem (Jazernik, Colombo a Morari, 2004)

## Přílohy

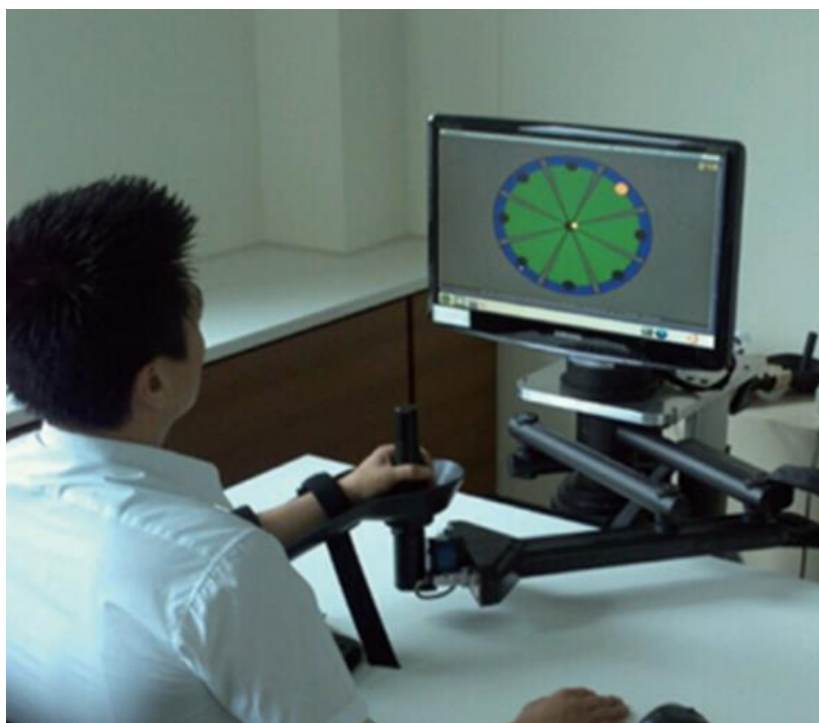
### Příloha 1 Ukázka hodnocení funkčnosti dolní končetiny v rámci Motricity Indexu

Table 1. The lower extremity scores for muscle strength using the Motricity index.

<i>Quality of muscle contraction</i>	<i>Motricity scores</i>	<i>MRC Grade</i>
No Movement	0	0
Palpable contraction in muscle, but No Movement	9	1
Visible Movement, but not full range against Gravity	14	2
Full range of Movement against Gravity, but not against resistance	19	3
Full Movement against gravity, but weaker than the other side	25	4
Normal Power	33	5

Demeurisse (1990)

### Příloha 2 Ukázka robotického zařízení end-efektorového typu InMotion 2.0



### **Příloha 3 Ukázka využití end-efektorového přístroje MIT-MANUS při terapii**



### **Příloha 4 Simulace robotické rehabilitace prostřednictvím Lokomatu zdravým jedincem**

