

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Studijní program: doktorský

Studijní obor: fyziologie a patofyziologie člověka



MUDr. Bc. Petra Sládková

Funkční hodnocení motoriky u pacientů s poškozením mozku před zahájením a po ukončení
intenzivní rehabilitace
(s cílem dosažení obnovy fyziologických
funkcí horní končetiny)

*Functional assessment of motor activities of patients after brain damage
before and after intensive rehabilitation intervention (with the goal to obtain
restoration of upper arm physiological functions)*

Disertační práce

Školitel: doc. MUDr. Olga Švestková, Ph.D.

Konzultant: prof. MUDr. Jan Pfeiffer, DrSc.

Praha, 2012

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 1. 11. 2012

PETRA SLÁDKOVÁ

Podpis:

Identifikační záznam:

SLÁDKOVÁ, Petra. *Funkční hodnocení motoriky u pacientů s poškozením mozku před zahájením a po ukončení intenzivní rehabilitace (s cílem dosažení obnovy fyziologických funkcí horní končetiny). [Functional assessment of motor activities of patients after brain damage before and after intensive rehabilitation intervention (with the goal to obtain restoration of upper arm physiological functions)]*. Praha, 2012. Počet stran, počet příloh. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Školitel Švestková, Olga.

Abstrakt

Rehabilitace pacientů po poškození mozku představuje multidisciplinární, komplexní, intenzivní, dlouhodobý a individuálně zaměřený proces.

V ČR se v rehabilitaci běžně nepoužívají standardizované funkční nástroje, které objektivně hodnotí stupeň postižení (disabilitu) a funkční schopnosti pacientů.

Častý následek poškození mozku v oblasti motoriky je hemiparéza, která způsobuje poruchu pohybového vzorce horní končetiny (HK). Schopnost pohybu horní končetiny je zásadní pro soběstačnost jedince, vykonávání běžných denních činností a nezávislý život v rodinném prostředí.

Speciální rehabilitační terapeutické přístupy by měly zahrnovat nácvik nových činností, včetně mechanismu motorického učení, které zajistí funkční reorganizaci oblasti motorické kůry, aktivaci rezervních neuronů a nahradí tím poškozené spoje.

Jedním z cílů této práce je prokázat využitelnost akcelerometru (inerciálního senzoru - IS) pro objektivní monitoring poruchy pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku.

Dalším cílem je prokázat, zda lze využít pro posouzení změn v pohybovém vzorci HK po intenzivní, individuální, multidisciplinární rehabilitaci u pacientů po poškození mozku FIM test a Jebsen-Taylorův test.

Klinická studie byla provedena u vybraných pacientů po poškození mozku s centrální hemiparézou, kteří se účastnili 4 týdenního pobytu v rehabilitačním denním stacionáři.

Parametrem sledovaným pomocí akcelerometru byla celodenní pohybová aktivita horní končetiny. FIM test a JT test byly aplikovány při vstupním vyšetření a následně po 4 týdnech při výstupním vyšetření.

Získané výsledky potvrdily stanovenou hypotézu, že akcelerometr je vhodným nástrojem pro detekci pohybové aktivity horních končetin. Analýza výsledků potvrdila naši hypotézu, že funkční testy FIM test a JT test jsou dostatečně senzitivní pro zachycení kvalitativních a kvantitativních změn pohybového vzorce horní končetiny u pacientů po poškození mozku.

Klíčová slova: multidisciplinární rehabilitace, pohybový vzorec, akcelerometr, funkční objektivní hodnocení, poškození mozku, centrální hemiparéza, plasticita mozku

Abstract

Rehabilitation of patients after brain damage is an multidisciplinary, complex, intensive, long-term and individual process. Standardized functional instruments for the assessment of the degree of disability and functional abilities of patients are not usually used in rehabilitation in the Czech Republic. Often, motor disorder post brain damage results in hemiparesis and causes impairment of upper arm movement pattern. Movement ability of the upper arm is vital for self-sufficiency, activities of daily life and maintaining an independent family life.

Special rehabilitation therapeutic techniques must involve the training of new activities including the mechanism of motor learning which is responsible for functional reorganization of the motor cortex regions, and the activation of reserve neurons for reparation.

The aim of the study is to demonstrate that an accelerometer is a suitable instrument for objective monitoring of impairment of the upper arm movement pattern.

Another aim of the study is to demonstrate if the FIM test (Functional Independence Measures) and Jebsen-Taylor (JT) test are appropriate instruments for detecting changes of the upper arm movement pattern after intensive, individual and multidisciplinary rehabilitation brain damage patients. Clinical study was undertaken with selected patients after brain damage with central hemiparesis. The patients attended a rehabilitation day care center for 4 weeks.

The parameter of an all-day movement activity of the upper arm was detected by an accelerometer measurement. The FIM and JT tests were applied at the beginning and after 4 weeks during the final examination.

The results confirmed the hypothesis that an accelerometer is a suitable instrument for detecting movement activity of the upper arm. Analysis of the results confirmed also our hypothesis that functional tests, the FIM test and JT test, are sensitive to changes of functional abilities of patients after brain damage.

Key words: multidisciplinary rehabilitation, movement pattern, accelerometer, functional objective assessment, brain damage, central hemiparesis, brain plasticity

Obsah

1.	Úvod.....	9
1.1	Rehabilitace - definice, historické a současné pojetí	11
1.2	Klasický medicínský model a biopsychosociální model	12
1.3	Rehabilitace – funkční diagnostika, evropský kontext	15
1.4	Funkční anatomie a kinesiologie horní končetiny	19
1.5	Patologie a patofyziologie pohybu horní končetiny	22
1.6	Neurofyziologicko-neuropatofyziologické principy využívané v rehabilitaci.....	25
1.6.1	Plasticita mozku.....	25
1.6.2	Mechanismy neuroplasticity – historický vývoj.....	27
1.6.3	Neuroprotektivní vliv rehabilitační intervence.....	29
1.7	Neurorehabilitace u pacientů po poškození mozku	32
1.7.1	Základní principy v neurorehabilitaci.....	32
1.7.2	Diagnostické přístupy v neurorehabilitaci	34
1.7.3	Terapeutické přístupy v neurorehabilitaci.....	35
1.8	Inerciální systém, inerciální jednotka, inerciální senzor.....	38
1.8.1	Možnosti klinického využití akcelerometru v rehabilitaci.....	38
1.8.2	Monitorování pohybu horních končetin pomocí IS.....	40
2	Hypotézy	41
3	Cíle.....	42
4	Metodika	42
4.1	Kritéria pro vstup do studie.....	43
4.2	Kritéria vylučující účast na studii	43
4.3	Hodnocení stupně hypertonu	44
4.4	Mini - Mental State Examination	44
4.5	Inerciální senzory – náramky	45
4.6	FIM (Functional Independence Measures – Funkční míra nezávislosti).....	52
4.7	Jebsen-Taylorův test	55
4.8	Seznam vybraných aktivit	56
4.9	Analýza dat.....	57
5	Výsledky	58
5.1	Struktura souboru pacientů.....	58
5.2	Výsledky měření získané pomocí IS	59
5.3	Výsledky FIM testu (Funkční míra nezávislosti)	61
5.3.1	Kategorie Osobní hygiena.....	61
5.3.2	Kategorie Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce	62
5.3.3	Kategorie Komunikace a Sociální schopnosti.....	63
5.4	Výsledky Jebsen–Taylorova testu pro jemnou a hrubou motoriku	64

6	Diskuse.....	68
6.1	Měření pomocí IS	71
6.2	Aplikace FIM testu	73
6.3	Aplikace JT testu	75
7	Závěr	77
8	Souhrn	78
	Literatura.....	79
	Seznam použitých zkratk	91
	Seznam obrázků	93
	Seznam grafů	94
	Seznam tabulek	95
	Seznam příloh	96

1. Úvod

Rehabilitace je charakterizována jako vzájemně provázaný, koordinovaný a cílený proces, jehož základní náplní je co nejvíce minimalizovat přímé i nepřímé důsledky trvalého nebo dlouhodobého zdravotního postižení, tedy patofyziologii jedince. Hlavním cílem rehabilitace je co nejvíce minimalizovat přímé důsledky trvalého nebo dlouhodobého zdravotního postižení, tedy optimálně se přiblížit fyziologické normě (Švestková O. et al., 2010).

Moderní medicína 21. století si stále naléhavěji žádá, aby aplikované funkční diagnosticko-terapeutické postupy byly v souladu s tzv. medicínou založenou na důkazech (*evidence based medicine*). Objektivizace dosažených výsledků (aktuálního stavu funkčních schopností) v rámci komplexní multidisciplinární rehabilitace bývá často obtížná. Z tohoto důvodu je důležité používat standardizované funkční testy a přístrojová měření, která se zaměřují hlavně na hodnocení stupně zdravotního postižení (disability, patofyziologie) u pacientů a objektivně zhodnotí zlepšení funkcí, a tedy přibližování se fyziologické normě. Disabilita se chápe jako snížení funkčních schopností na úrovni těla, jedince nebo společnosti, které vzniká, když se občan se svým zdravotním stavem (zdravotní kondicí) setkává s bariérami prostředí (Švestková O. et Pfeiffer J., 2009, Švestková O. et al., 2008).

Pacienti s poškozením mozku představují svojí četností a závažností značný socio-ekonomický problém ve všech vyspělých státech. Podle ÚZIS (Ústav zdravotnických informací, 2010) bylo v roce 2009 v České republice (ČR) hospitalizováno 32 589 osob s poraněním mozku (nitrolební poranění) a 46 635 osob s cévním onemocněním mozku. Poranění mozku je nejčastější příčinou úmrtí u osob do 45 let (převážně mužů) a cévní mozkové příhody jsou třetí nejčastější příčinou úmrtí u osob starších 60 let (45 let u žen). Obecně platí, že čím je poškození mozku těžší, tím výraznější jsou dlouhodobé následky, které se promítají do veškerých oblastí lidského života a fungování (Maršálek P. et al., 2011).

V ČR neexistují specializovaná neurorehabilitační zařízení, která by se intenzivně a komplexně věnovala problematice pacientů s poškozením mozku (Švestková O. et al., 2008). U těchto pacientů se setkáváme s celým souborem patologicko-patofyziologických změn, které způsobují různé deficity v oblasti motorických, kognitivních, fatických, smyslových a psychických funkcí. Z důvodu výše zmíněné absence specializovaných center vydalo Ministerstvo zdravotnictví (MZ ČR) dne 1. března 2010 Věstník MZ ČR, částku 2, „Péče o pacienty s cerebrovaskulárním onemocněním v ČR“, který by měl vést ke vzniku Komplexních cerebrovaskulárních center a Iktových center, jež budou garantem kvality péče

o pacienty s poškozením mozku (Úřad vlády ČR, 2010).

Cévní mozkové příhody (CMP) jsou ve vyspělých stejně jako v rozvojových zemích druhou příčinou úmrtí a nejčastější příčinou invalidity u lidí středního a vyššího věku. Česká republika patří k zemím s nejvyšší morbiditou (dvojnásobně až trojnásobně vyšší incidenci oproti ostatním vyspělým státům Evropy) a mortalita u nás dosahuje ve srovnání s většinou vyspělých států téměř dvojnásobných hodnot. Nejúčinnějším prostředkem ke snižování těchto nepříznivých ukazatelů je zkvalitnění primární i sekundární prevence CMP a také na základě celosvětových zkušeností zřizování specializovaných pracovišť (typu iktových center a iktových jednotek) (Úřad vlády ČR, 2010).

Metaanalýza všech dosud publikovaných kontrolovaných studií hodnotících přínos specializovaných pracovišť – akutních iktových jednotek (Acute Stroke Care Units) dospěla k závěrům, že takto organizovaná péče je schopna snížit mortalitu CMP v prvních 4 měsících o 26 %, zkracuje dobu hospitalizace o 25 %, zvyšuje počet pacientů schopných následně domácí péče o 16 % a plně soběstačných osob s postižením o 17 % ve srovnání s hospitalizací pacientů na standardních lůžkách. Lze dosáhnout úspory v obecných nákladech na léčbu u akutních CMP asi o 30 % (Roubal T. et al., 2011).

Současné klinické studie z oblasti rehabilitace potvrzují, že kvalitní funkční diagnostika, tedy určování a hodnocení poškození patologických a patofyziologických struktur a funkcí, na kterou navazuje okamžitá rehabilitace, je nezbytným předpokladem k možnému funkčnímu zlepšení pacientů po poškození mozku (Švestková O., 2002). Funkční diagnostika se musí provádět nejen na počátku, při zahájení rehabilitačního procesu, ale také opakovaně a průběžně. Na základě výsledků této diagnostiky se následně stanoví krátkodobý i dlouhodobý rehabilitační plán a prognosa. Časná funkční diagnostika a na jejím základě indikovaná terapeutická rehabilitační intervence jsou nezbytným předpokladem k tomu, aby pacient mohl dosáhnout premorbidní kvality života.

Pro zhodnocení terapeutického efektu intenzivní individuální multidisciplinární rehabilitace pacientů po poškození mozku se používají v České republice různé sady testů, vyšetření, které často nejsou zcela optimálním ukazatelem reálného funkčního stavu pacientů.

Pro zachování optimální úrovně funkčních schopností pacientů je důležitý rozsah poruchy pohybového vzorce horních končetin.

Tato práce je prací klinickou a zabývá se možnostmi objektivního stanovení kvantitativních a kvalitativních změn poruchy pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku.

1.1 Rehabilitace - definice, historické a současné pojetí

Název rehabilitace pochází z řeckého slova **habilis** = schopný a předpony **re** = znovu, opět.

Rehabilitace je podle WHO (WHO, 2000) soubor opatření umožňujících co nejrychlejší reintegraci rodinnou, pracovní a sociální u osob postižených chorobou, vrozenou nebo získanou vadou.

Rehabilitace se dnes chápe jako vzájemně provázaný a koordinovaný celospolečenský systém. Jde o včasné, plynulé a koordinované úsilí, o co nejrychlejší a co nejširší zapojení osob, které rehabilitaci potřebují po úrazu, nemoci nebo mají vrozenou vadu, do všech obvyklých aktivit společenského života. Cílem je zaručit plnou a aktivní účast těchto občanů na společenském životě a pomoci jim vést samostatný život (Švestková O. et al., 2007, Švestková O. et Pfeiffer J., 2009).

Vývoj terminologie v rehabilitaci názorně dokumentuje celkový historický vývoj v pojetí rehabilitace až k dnešní moderní koncepci rehabilitace.

Lze vysledovat vývoj od používání dnes již archaických, stigmatizujících označení typu invalida, mrzák, handicapovaný člověk k používání moderního názvosloví typu osoba s postižením (disabilitou) nebo pojmu rehabilitant.

V současné době se upouští od slovního spojení rehabilitační péče (*care*), protože péče je pasivní proces, při kterém se jiná osoba stará o pacienta. Rehabilitace je ale proces aktivní, jde o aktivizaci a stimulaci pacienta. Při výběru vhodných činností, aktivit se musí respektovat individuální potřeby, zájmy a profesní zaměření pacienta. Podle informací získaných ze vstupního vyšetření pacienta se řídí strategie rehabilitační intervence, tvorba individuálního rehabilitačního a následně se stanovuje prognosa.

Jedna z nejaktuálnějších změn v rehabilitační terminologii pochází z USA. Jedná se o změnu termínu multidisciplinární na interprofesionální (*interprofessional*), který by měl lépe vystihovat nezbytnost spolupráce různých zdravotnických profesí (Steinert Y., 2005).

Moderní koncepci a požadavky na kvalitu života osob s postižením v 21. století respektuje MKF (Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví).

Velký přínos MKF je v tom, že hodnocení jedince neprobíhá pouze podle etiologické diagnózy, ale v určitých znevýhodňujících situacích (*disabling situations*). Tato klasifikace přináší pojem funkční zdraví, kdy se zdraví hodnotí ve vztahu k různým životním situacím, důraz se klade na schopnost provádět aktivity denního života (WHO, 2009). Lze si představit

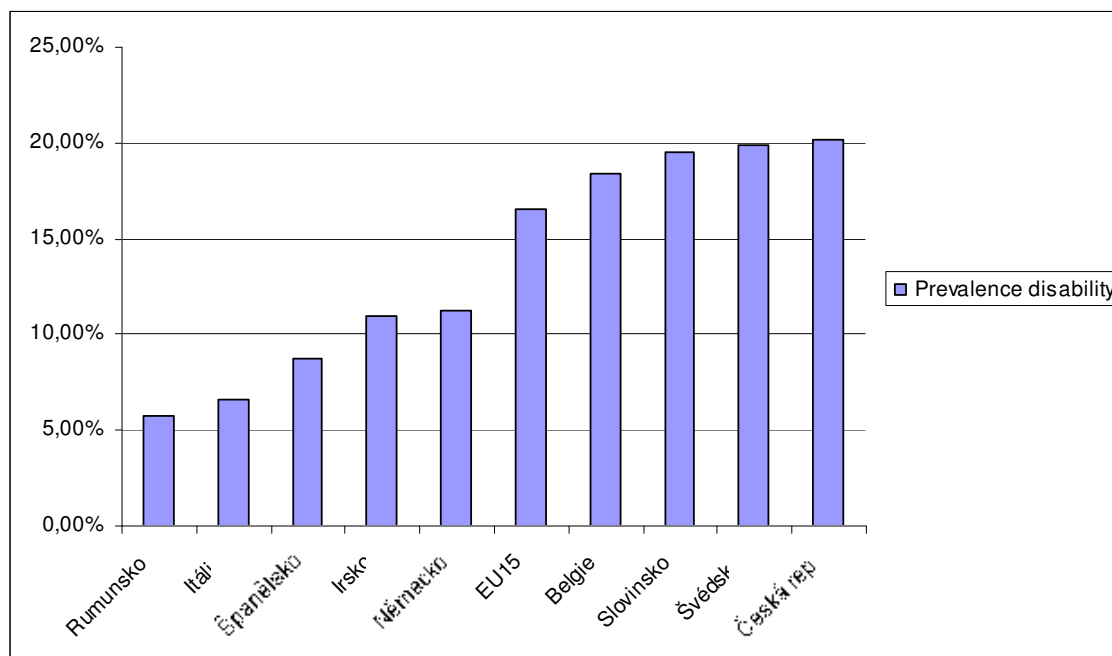
např. vozíčkáře, který potřebuje překonat překážku ve formě schodů, ale bez výrazného facilitátoru (rampy, výtahu nebo pomoci druhé osoby) jde o nepřekonatelnou bariéru, která mu znemožní dostat se do práce, obchodu nebo úřadu.

1.2 Klasický medicínský model a biopsychosociální model

Postupně dochází k posunu od čistě **medicínského modelu**, v jehož rámci je porucha chápána jako fyziologická abnormalita, jejíž příčinou je onemocnění, úraz nebo vrozená vada, a je nezbytná její terapie v rámci zdravotnického systému, k **biopsychosociálnímu modelu**, kde se u disability jedná o znevýhodnění z důvodu vlivu prostředí.

Pro hodnocení disability se používají v různých zemích různé nástroje. Často dochází k problémům při sběru dat, jejich statistické analýze na lokální, ale i evropské úrovni.

Česká republika v prevalenci disability vychází jako země s nejvyšším počtem osob s postižením (disabilitou) (Švestková O. et al., 2008).



Graf 1. Prevalence disability v Evropě

(Eurostat, WHO, 2006)

Tento fakt je pravděpodobně způsoben skutečností, že někteří jedinci s postižením (disabilitou) pobírají více druhů finančních příspěvků, tzv. benefitů, a jsou evidováni na různých úřadech. MKF může přispět k zavedení jednotného systému pro hodnocení zdraví a disability, které bude dostatečně efektivní a porovnatelné na národní i mezinárodní úrovni. Aplikací tohoto systému by se zpřehlednil a zjednodušil evropský systém sběru dat týkající se jedinců se zdravotním postižením (Eldar R. et al., 2008, WHO, 2009, Švestková O., 2011).

Model medicínského přístupu

POHLED MEDICÍNSKÝ

etiologická diagnosa



porucha funkce a struktury orgánu



problémy vznikající u pacienta - **zdravotnická intervence**

Model sociálního přístupu

SOCIÁLNÍ POHLED

sociální prostředí

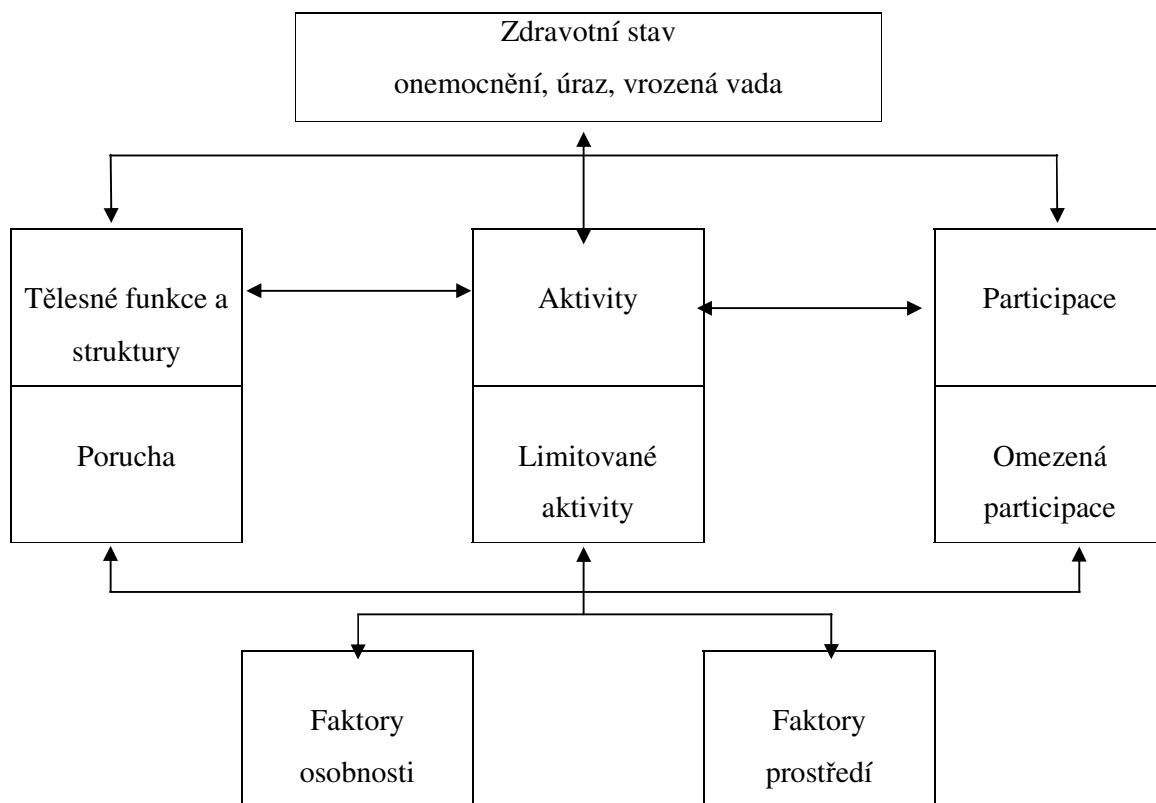


omezení v participaci v běžném životě



problémy vznikající u osoby s disabilitou - **sociální intervence**

(Švestková O., 2010)



Tabulka 1. MKF - Model biopsychosociálního přístupu
(WHO, 2009)

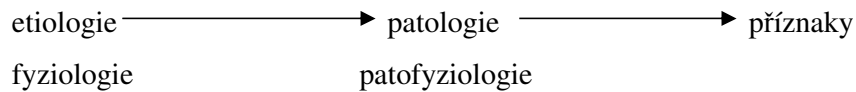
Nový biopsychosociální model (MKF) nevnímá osobu s disabilitou jako izolovaného jedince s určitou konkrétní diagnózou, ale jako někoho, jehož postižení je dáno dynamickou interakcí mezi ním a prostředím. MKF klade důraz na aktivní participaci osob s disabilitou.

MKF se zaměřuje na zdraví z pohledu pozitivního, posuzuje, co daný jedinec s postižením (disabilitou) reálně zvládá. Principem je detekce konkrétních situací, ve kterých má pacient určité problémy. Tyto problémy lze procentuálně kvantifikovat a následně odstranit, aby pacient mohl efektivně využívat své funkční zdraví (Stucki G. et al., 2002).

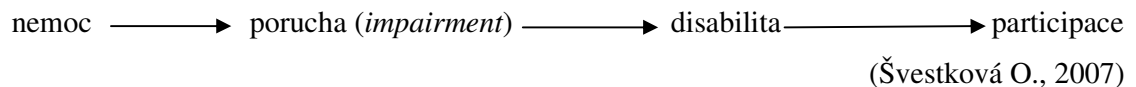
Rehabilitace podle filozofie MKF zahrnuje funkce a struktury orgánů, aktivity a participace a také faktory prostředí.

Medicína je cílena na etiologii, patofyziologii, zabývá se určením možných příčin nemoci na úrovni orgánu a jejich následným léčením (Švestková O. et al., 2007).

Lékařský model nemoci lze zobrazit jako posloupnost



Následky vzniklého onemocnění, hlavně chronického, ovlivňují zásadním způsobem každodenní život jedince a způsobují možné irreversibilní poruchy (Švestková O. et al., 2006).



U pacienta po poškození mozku vzniká disabilita v různých oblastech. Dva pacienti se stejným onemocněním mají často zcela rozdílný funkční potenciál, různý stupeň funkčních schopností. Platí také, že dvě osoby se stejným stupněm postižení v oblasti funkčních schopností zase nemusí mít stejný typ onemocnění. Je potřeba zdůraznit, že neexistuje rovnítko mezi těžkým stupněm disability a neschopností pracovat (Almansa J. et al., 2008, Lippert-Gruener, 2011).

1.3 Rehabilitace – funkční diagnostika, evropský kontext

Základem moderní rehabilitace je individuálně zaměřený multidisciplinární tým, který klade důraz na včasné zahájení rehabilitace a na vypracování krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu s cílem dosáhnout optimální kvality života v co nejkratším čase a s efektivními náklady.

Ukazuje se jako nezbytné standardizovat i následky etiologických diagnóz v jejich funkčních projevech. Funkční diagnóza v průběhu porušeného zdravotního stavu (nemoc, úraz, vrozená vada) je stejně důležitá jako diagnóza etiologická, a nelze než souhlasit s tvrzením, že v mnoha životních situacích i důležitější (Švestková O. et al., 2010).

Již v roce 1996 iniciovala Evropská federace neurologických společností (*European Federation of Neurological Societies - EFNS*) vytvoření standardů rehabilitace. Ve většině vyspělých evropských zemí je funkční diagnostika na vysoké úrovni (např. Německo, Itálie,

Velká Británie). Rehabilitace je v těchto zemích členěna do několika fází, které jsou vymezeny časem, funkčním stavem osoby s postižením a mají velký význam pro financování rehabilitace (Švestková O., 2006).

Například skandinávský model rehabilitace používá dělení rehabilitace na vertikální a horizontální. O **vertikální rehabilitaci** lze hovořit, pokud onemocnění nebo úraz nezanechá žádné trvalé následky a dojde k návratu do původní kvality života, znovuoobnovení původních funkcí. Pojem **horizontální rehabilitace** se používá v případě, že porucha zanechala trvalý funkční deficit, došlo ke zhoršení kvality života ve srovnání se situací před onemocněním nebo úrazem a jedná se o zmírnění následků ve funkční sféře. Horizontální rehabilitace tedy musí být aplikována dlouhodobě, obvykle po celý život pacienta (Švestková O. et al., 2008).

V Německu funguje tzv. **fázový model rehabilitace** s označením (A-F). Do akutní fáze onemocnění spadají tři fáze, a to A - C (Lippert-Gruenerová M., 2006).

A – jedná se o akutní fázi onemocnění, rehabilitace probíhá na akutních odděleních (ARO, JIP), kde jsou aplikovány rehabilitační terapeutické přístupy. Důležité je zejména polohování s možností aferentace smyslových systémů, i když je pacient v bezvědomí, prevence dekubitů, kontraktur a kalcifikací.

B – jedná se o včasnou rehabilitaci aplikovanou na neurorehabilitačních odděleních se zajištěním intenzivní péče, pacienti mají závažné poruchy vědomí. Zde je nezbytná spolupráce celého multidisciplinárního rehabilitačního týmu pod vedením rehabilitačního lékaře. Celkem trvá fáze B až 6 měsíců (Lippert-Gruenerová M., 2006, Švestková O. et al., 2007).

C – jedná se o včasnou rehabilitaci, již není potřeba intenzivní péče, ale stále je potřeba léčebná a ošetrovatelská péče. Hlavním cílem fáze C je omezení sekundárního poškození a terapie funkčních deficitů. Tato fáze trvá většinou 8 týdnů, důležitá je komunikace s rodinou pacienta a poradenská činnost.

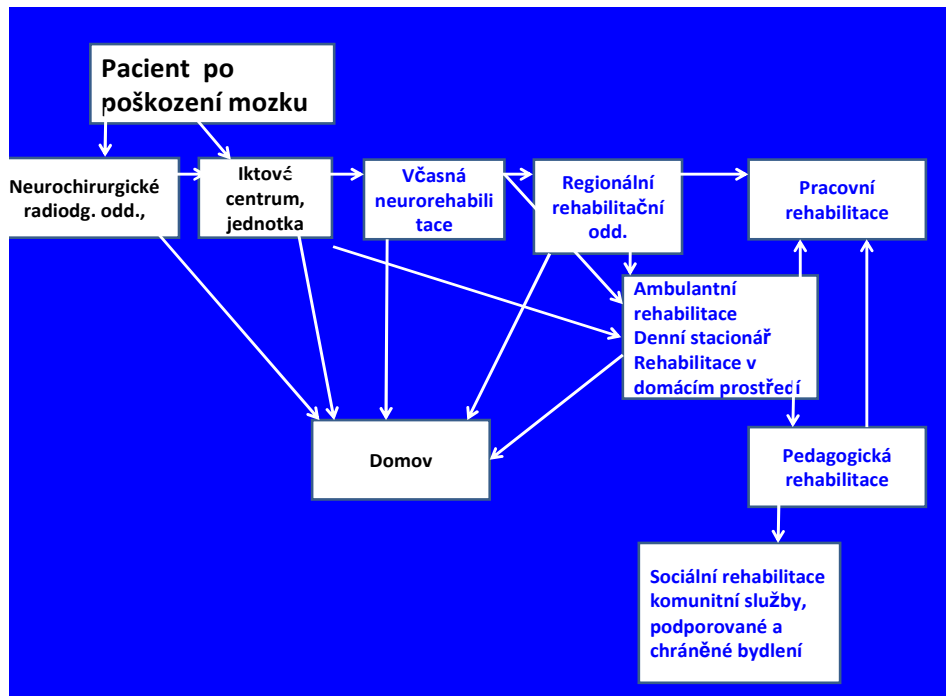
D – jedná se o fázi chápanou jako tradiční forma rehabilitace, s intenzitou odpovídající individuálním potřebám pacientů. Důležitým cílem je snaha o redukci ošetrovatelské péče a sociální začlenění pacientů.

E – jedná se o fázi následující po intenzivní rehabilitaci zajišťující udržení dosažených výsledků v předchozích fázích. Pacient je většinou plně orientovaný a pohyblivý. Cílem je podpora pacienta v jeho zařazení do společenského života (zaměstnání, škola, volnočasové aktivity). Pacient žije v rodině.

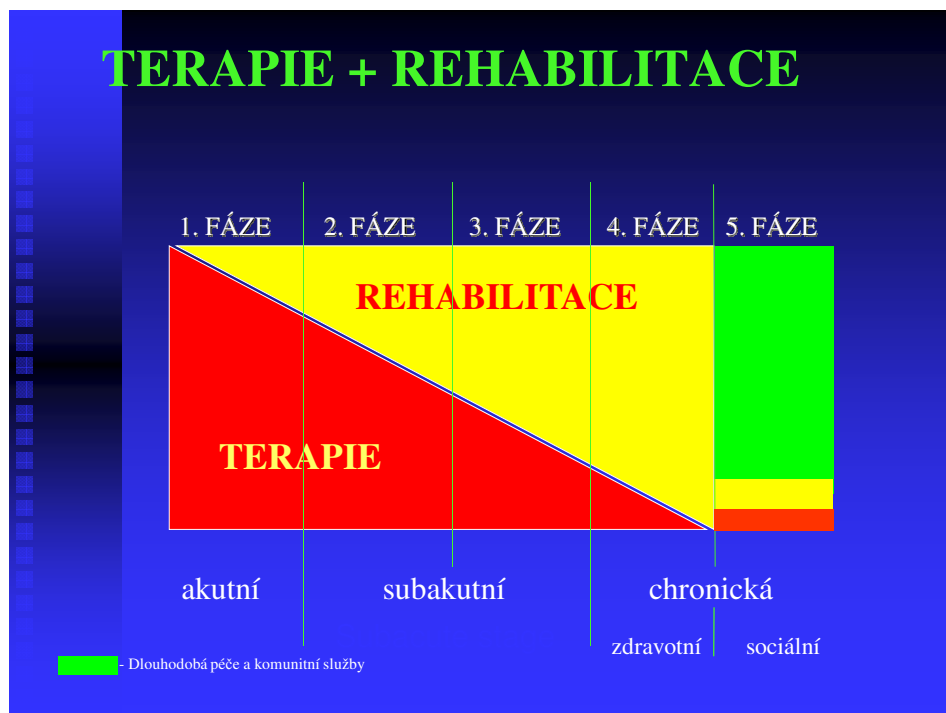
F - odpovídá stálé pasivní ošetrovatelské péči, pacienti přes intenzivní terapii zůstávají těžce postiženi, s výraznými funkčními deficity svého senzomotorického potenciálu (Lippert-Gruenerová M., 2006, 2011).

V České republice je velký problém s návazností jednotlivých složek rehabilitace, tedy sociální, pracovní, pedagogické a zdravotní rehabilitace. Nedostatečné propojení jednotlivých fází, složek rehabilitace je otázkou etickou a ekonomickou. Pokud rehabilitace není koordinovaná, je finančně nákladná. Typický je fenomén tzv. rehabilitační turistiky, kdy dochází k překládání pacientů mezi jednotlivými zařízeními. Opakovaně se indikují stejná vyšetření a hradí stejný typ hospitalizace, což zatěžuje nejen samotné pacienty, ale i celý zdravotní systém. Navíc tento stav dopadá na celou rodinu pacienta, která se musí najednou zorientovat v nové složité životní situaci. Současná situace dostatečně nereflektuje potřeby pečujících rodinných příslušníků, zejména v oblasti komunitní dostupnosti podpůrných a respitních (odlehčovacích) služeb a dostupnosti potřebných informací. Rodina a její blízcí potřebují hlavně přístup k informacím o následcích poškození mozku, dostupné rehabilitaci a také o tom, jak přistupovat ke svému blízkému rodinnému příslušníku a jak s ním optimálně postupovat podle zásad moderní rehabilitace (Maršálek P. et al., 2011).

Za další velký problém současné rehabilitace v ČR lze považovat nedostatečnou aplikaci standardizovaných funkčních diagnostických vyšetření a následné objektivní posouzení efektivity rehabilitační terapeutické intervence. V současné době je předkládán ke schválení zákon o koordinované rehabilitaci, jehož součástí je návrh na zavedení fázového systému v rehabilitaci v ČR (Švestková O., 2011).



Obrázek 1. Model koordinované rehabilitace u pacienta po poškození mozku (Švestková O., 2011)



Obrázek 2. Fázový model rehabilitace (Švestková O., 2011)

Jak ukazuje tento obrázek je již v první fázi, tedy během akutní péče, která je zajišťována na specializovaných JIP lůžkách neurochirurgických a neurologických odděleních příslušných spádových nemocnic, rehabilitace součástí diagnosticko-terapeutické intervence. V dalších fázích rehabilitace se podíl rehabilitace postupně zvětšuje, a v chronické fázi je její úloha dominantní, zcela nezastupitelná.

Nezbytným předpokladem pro fungování fázového modelu v ČR je změna systému financování. Rehabilitační oddělení by měla být financována podle toho, jak těžce postižený pacient je v daném zařízení na lůžku hospitalizován.

Další problém je v nekompletním složení rehabilitačních týmů, kdy často některé odbornosti zcela chybí (ergoterapeut, speciální pedagog). Při rehabilitaci ruky je nezastupitelná role ergoterapeutů, kterých ale pracuje ve zdravotnictví málo. V ČR existuje pouze několik specializovaných pracovišť, která se věnují této problematice, např. Ústav chirurgie ruky a plastické chirurgie ve Vysokém nad Jizerou.

Změna v evropské koncepci, v pohledu na rehabilitaci není v ČR zatím v posuzování disability (invalidity) příliš brána v úvahu. Při hodnocení funkčních schopností se vychází hlavně z etiologie a morfologicko-funkčních změn na úrovni orgánů. Funkční diagnostika osoby s disability je velmi nedokonalá a není prakticky vůbec diagnostikován faktor prostředí. V ČR se v podstatě jedná o odškodnění za zdravotní postižení, a nejde tedy o vyrovnání příležitosti, o stejné (*equal*) možnosti pro osoby zdravé i pro osoby s postižením (Švestková O., 2008).

1.4 Funkční anatomie a kinesiologie horní končetiny

Pohyb je jedním ze základních atributů pojmu zdraví, působí na ostatní funkce organismu, včetně funkcí psychických. Během lidské fylogeneze a ontogeneze jsou vytvořeny základní pohybové programy, které zcela korespondují s lidskou druhovou anatomickou strukturou. Tyto programy tvoří pohybovou matici, pohybový vzorec (Véle F., 2006).

Základní pohybové vzorce jsou determinovány geneticky naprogramovaným vývojem. Vlastní pohybové stereotypy podléhají procesu motorického učení. Pohybové stereotypy jsou charakteristické pro každého jedince, který si je vytváří během ontogeneze jako řetěz podmíněných a nepodmíněných reflexů (Kračmar B., 2002). Pohybová výbava člověka, s jejíž pomocí řešíme každodenní situace, je souhrn jednotlivých složitějších a jednodušších pohybových stereotypů. Pohybový stereotyp se chápe jako základní jednotka hybnosti (Véle

F., 2006).

Studium pohybového vzorce se provádí pomocí systému sledování pohybu, elektrofyziologie svalové a mozkové aktivity, různých metod monitorování fyziologických funkcí a jiných behaviorálních a kognitivních výzkumných technik (Kapandji I.A., 1975, Véle F., 2006).

Pro možnost ovlivnění pohybového vzorce je nezbytná znalost postavení ve všech kloubech. Střední postavení je takové postavení, při kterém je kloubní pouzdro maximálně uvolněné. Jde o postavení, které zaujímá kloub spontánně při vzniku onemocnění i během terapie, využívá se při polohování i dlahování. Střední postavení v ramenním kloubu je v abdukci a ventrální flexi, v loketním kloubu ve flexi a pronaci a drobné klouby prstů ve flekčním postavení (Janura M. et Míková M., 2003).

Důležitým parametrem pro funkční pohyb je rozsah pohybu v kloubu, který je určen poměrem mezi plochou jamky a kloubní hlavice (Čihák R., 2001). Pro pohyb horní končetiny je důležitá správná funkce, resp. zachování pohybu v ramenním kloubu, resp. celém ramenním pletenci, dále loketním kloubu a zápěstí. Pro úchopovou funkci ruky jsou klíčové drobné klouby ruky a schopnost opozice palce (Véle F., 2006).

Důležitý je poznatek, že ramenní pletenec inhibuje funkci ruky, a naopak, že ruka aktivuje funkci ramenního pletence (Butefisch C. et al., 1995).

Ruka je nejdůležitějším nástrojem, jímž člověk vstupuje do interakce s okolím. Funkce ruky v nejširším slova smyslu tak patří k elementárním lidským atributům. Triáda funkce ruky–lokomoce–komunikace patří ke klíčovým oblastem zájmu a cílům rehabilitace. Ruka může do značené míry zabezpečovat komunikaci a podporovat lokomoci, z neurovývojového ontogenetického i fylogenetického hlediska spolu tyto funkce úzce souvisí (Mayer M. et Hluštík P., 2004).

Základní funkční postavení ruky je při poloze zápěstí v extenzi, ulnární dukci, prsty jsou v semiflekčním postavení, palec je ve střední opozici. Zcela zásadní úlohu v zachování soběstačnosti, provádění běžných denních činností (např. příprava jídla, osobní hygiena) hraje zachování hybnosti, maximální možné funkční schopnosti ruky.

Hlavní funkce ruky jsou: manipulační (úchopová), sensorická (hmatová), komunikační (gestikulační, kontaktní) a opěrná (součást ontogenetického vývoje) (Vyskotová J., 2012).

Úchop lze obecně definovat jako aktivní dotyk za spoluúčasti hmatu s bližším cílem dotýkané udržet a s eventuálním dalším cílem užít držené k určité činnosti (Hadraba I., 2007).

Rozlišuje se 6 hlavních variant úchopu: úchop s terminální opozicí palce (štipec), úchop se subterminální opozicí palce a ukazováku (pinzeta), úchop s laterální opozicí (klepeto), úchop palmární s palcovým zámkem (celou rukou), úchop digitopalmární (mezi dlaní a prsty) a úchop interdigitální.

Úchop jako pohyb existuje ve dvou formách, jako reflexní a volní úchop. Reflexní úchop vzniká při podráždění pokožky ruky v oblasti dlaně s následnou flexí všech prstů. Tato forma úchopu existuje na počátku motorické ontogeneze, ale objevuje se i u dospělých při centrálních poruše nervového systému (Kapandji I.A., 1975).

Volní úchop nezávisí na podráždění ruky, reakcí je nejen flexe prstů, ale i hmatová funkce zajištěná pohyby prstů i dlaně. Diferencované hmatové pohyby slouží k přidržení i diskriminaci uchopeného předmětu, vnímání jeho tvaru, elasticity. Volní úchop je také recepčním orgánem pro poznávání předmětů i bez kontroly zraku. Tento úchop hraje důležitou roli v hodnocení pohybové dynamiky při kontaktu ruky fyzioterapeuta s pohybovými orgány pacientů. Od počátku se rehabilitace věnuje nácviku úchopu, polohování horní končetiny (Vyskotová J., 2012).

Další možné dělení je na úchopy primární, sekundární a terciární (Hadraba I., 2007). Primární úchop je úchop prováděný přímo rukou a může se ještě dále rozeznávat úchop bidigitální a pluridigitální. Za sekundární úchop se nejčastěji považuje úchop prováděný náhradními úchopovými formami, tedy rukou, která je patologicky změněná. Terciární úchop je úchop prováděný pomocí nějaké pomůcky (viz příloha č. 4 str. 103). V situaci, kdy defekt částí nebo celé ruky sníží její využití k úchopu na minimum, zůstává ještě poslední možnost: doplnit tvarově defektní anebo funkčně insuficientní ruku technickým doplňkem, např. ortézou nebo adjuvatikem nebo, při úplné nevyužitelnosti ruky, protézou.

Při vlastním provedení úchopu se rozeznává několik fází úchopu, a to fáze přípravná, fáze úchopu a manipulace, fáze uvolnění (Hadraba I., 2012).

Základní předpoklady pro správné provádění úchopů jsou tři:

1. morfologické - stav kostí, kloubů, svalů.
2. hybné – hodnotí se stupně volnosti v kloubech, pohybové řetězce a pohybové stereotypy
3. senzitivní – zachovalé povrchové a hluboké čítí

Při absenci nebo poruše některého z výše uvedených předpokladů, složek dochází ke změně charakteru úchopu, jeho provádění a zvýrazní se části, fáze úchopu, které si vyžadají

kompenzaci (Hadraba I., 2007).

Pro moderní koncepci, současné pojetí rehabilitace není nejpodstatnější, zůstane-li zachován plný rozsah pohybu, např. zda flexe v ramenním kloubu bude 180 stupňů, ale zda je člověk schopen i přes omezený rozsah pohybu (*range of movement – ROM*) funkčně paži využít při provádění běžných denních aktivit, např. učesat se, napít se, vyčistit si zuby.

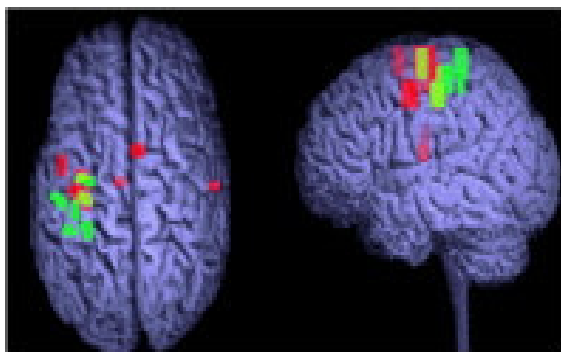
1.5 Patologie a patofyziologie pohybu horní končetiny

Ruka je pro člověka důležitým výkonným orgánem, realizuje hmatem a úchopem slova i představy člověka, přičemž ale limitující je kvalita čítí. Čítí i hmat se společně účastní na řadě druhů činností a informačních mechanismů a podílejí se značnou měrou na účinném úchopu.

Výchozím předpokladem pro následnou terapii je kvalitně provedená funkční diagnostika poškozených funkcí ruky (Hadraba I., 2007).

Správné biomechanické postavení i celá funkce horní končetiny, zejména ruky, úzce souvisí se správným vyhodnocením sensorických informací a motivací člověka k provedení pohybu. Mezi další podmínky pro optimální fyziologickou funkci ruky patří stabilní oporná báze, taktilně kinestetická kontrola a možnost provedení selektivního pohybového vzoru.

Diferencovaná a úkolově zaměřená manipulační funkce ruky (společně s řečovými funkcemi) je extrémně kortikalizovaná, stranově diferencovaná a její kontrola vyžaduje zapojení primárního motorického kortexu. Funkce pletence ramenního je naopak řízena více bilaterálně, dochází k výraznější aktivaci suplementární motorické oblasti, premotorické oblasti a také subkortikálních oblastí (Mayer M. et Hlušík P., 2004).



Obrázek 3. Korová reprezentace ruky v zobrazení funkční magnetickou rezonancí (fMRI) při jednoduchém pohybovém úkolu (červeně) a sensorické stimulaci (zeleně) (Mayer M. et Hlušík P., 2004).

Funkce ruky má tedy výraznou kognitivní (rozpoznávací a uvědomovací) a visuospeciální (zrakově-prostorovou) komponentu. Obnovy funkce ruky lze dosáhnout intenzivním, systematickým, diferencovaným a zejména úkolově zaměřeným tréninkem ruky, senzorycké i motorické složky (Nirko A.C. et al., 2001).

Nejčastějšími následky po poškození mozku jsou hemiparézy, které způsobují závažnou disabilitu (postižení) v oblasti pohybu horní i dolní končetiny. Pacienti s poškozením mozku mají většinou poškozen nejen motorický systém, ale i oblast senzoryckých, kognitivních, fatických a psychologických funkcí (Kolář P. et al., 2009).

Pojem centrální paréza označuje neschopnost svalstva k cílené a koordinované aktivitě následkem poškození kortikospinálních drah, označuje se jako syndrom centrálního motoneuronu. Následkem parézy je zmenšení síly a amplitudy pohybu cílené motoriky. Podle toho, jak jsou neurony postiženy, může být různá i míra motorického výpadku. V lehkých případech je paréza klinicky zřetelná jen v poruše jemné motoriky, při poškození většiny neuronů může dojít i ke kompletní plegii (Vaňásková E., 2004).

Na straně parétycké HK dochází často ke ztrátě fyziologického pohybového vzorce. V rámci terapie je nutné potlačovat vznikající patologické pohybové vzorce. Důraz se klade na zachování funkční schopnosti provádět pohyby v zápěstí a prstech nezávisle na poloze a pohybech paže v rameni a lokti (Kračmar B., 2002). Pohyby horních končetin jsou uspořádány do pohybových vzorců, které mají spirální a diagonální průběh. Pohybové vzorce lze označit jako tříložkové, to znamená, že v každém vzorci je obsažena flexe nebo extenze, addukce nebo abdukce, zevní nebo vnitřní rotace (Haladová E., 2004).

Pro centrální parézu je typické, že po počáteční fázi svalové hypotonie dochází ke svalové spasticitě. Spasticita je definována jako porucha svalového tonu (hypertonie) způsobená zvýšením tonických napínacích reflexů, které je závislé na rychlosti pasivního protažení. Toto zvýšení tonických napínacích reflexů je přímým důsledkem abnormálního zpracování proprioceptivních impulsů vedených proprioceptivními vlákny tříd Ia a Ib (Rinehart J.K. et al., 2009).

Klinické známky spastického syndromu jsou odrazem patofyziologie poruchy. Dominantní jsou symptomy zvýšení svalového tonu, charakteristická odpověď na pasivní protažení postižených svalových skupin, zvýšená odpověď šlachových a okosticových reflexů a přítomnost iritačních pyramidových jevů, flekčních i extenčních (Manns P.P., 2009). Spasticita zhoršuje pacientovy motorické schopnosti, omezuje pacienta v běžných denních

aktivitách, limituje jeho soběstačnost a zhoršuje celkovou kvalitu života.

Spasticita po CMP je cerebrálního typu z oblasti hemisfér či mozkového kmene. Většinou se jedná o spasticitu, na horní končetině flekčně-pronačního typu, na dolní končetině naopak extenčního typu. Projevy spasticity bývají provázeny i dalšími příznaky poruchy centrálního motoneuronu, tedy klony, spastickou dystonií, spasmy a ko-kontrakcemi (Ehler E. et al., 2009).

Podle stupně zvýšení svalového tonu lze spasticitu dělit na lehkou (zvýšení tonu, nejvýše jen malé omezení rozsahu pohybu, mírné spazmy či klonus), střední (výraznější zvýšení tonu, větší omezení rozsahu pohybu, možnost rozvoje kontraktur, problémy při uvolnění stisku ruky, při chůzi i otáčení na lůžku) a těžkou (výrazné zvýšení tonu a výrazné omezení rozsahu pohybu, rozvoj kontraktur, problémy s přesunem, sezením, často porucha kožního krytu) (Opavský R., 2011).

Horní končetina zaujímá typické spastické postavení, vzorec. Spastický vzorec pro horní končetinu je addukce, vnitřní rotace a flexe paže, flexe v lokti, pronace předloktí, palmární flexe, addukce palce, palec v dlani, flexe prstů a sevřená pěst.



Obrázek 4., 5. Spastický vzorec pro horní končetinu

Klinickými studiemi je podloženo, že lze spasticitu redukovat pomocí pravidelného repetitivního tréninku diferencovaných pohybů akra, kterému by měla předcházet příprava periferie pomocí technik měkkých tkání (Muelbacher W. et al., 2002).

1.6 Neurofyziologicko-neuropatofyziologické principy využívané v rehabilitaci

1.6.1 Plasticita mozku

Do 70. let 20. století se i v odborných neurologických kruzích považovalo za téměř nezpochybnitelné dogma, že určité funkce mozku jsou napevno přidělené specifickým oblastem mozku a jakékoli pozorované změny na mozku nebo případy regenerace byly považovány za bezvýznamné. Postupně se ale neuroplasticita stala ve vědecké obci široce přijímaným konceptem a nyní je již považována za komplexní a všestrannou schopnost, která patří mezi základní vlastnosti mozku (Rakús A., 2009).

Plasticita mozku je v moderní neurorehabilitaci a neurovědách jedním z nejčastěji skloňovaných slov.

Neuroplasticitu je třeba chápat jako fundamentální a kriticky důležitý mechanismus neuronálního fungování, pomocí kterého mozek přijímá a zpracovává informace, přičemž se sám přizpůsobuje a mění, a to v interakci svých geneticky daných možností a environmentálních stimulů (Rakús A., 2009).

Pod pojem neuroplasticita se řadí také souhrn všech funkčních a strukturálních změn stavebních jednotek nervového systému, ke kterým dochází v důsledku různých aktivit nervového systému a které zprostředkují efektivnější a/nebo více adaptabilní vnější zabezpečení těchto aktivit (Morris BJ., 2006, Doidge N., 2007).

Plasticitu mozku lze chápat rovněž jako specifickou schopnost nervového systému se zákonitě vyvíjet, reagovat na změny vnitřního a zevního prostředí, případně se jim přizpůsobit, a to za fyziologických i patologických situací. Rychlá změna i reorganizace mozkových buněčných nebo neurálních sítí může probíhat za mnoha odlišných podmínek a může mít různé formy (Trojan S. et Pokorný J., 1997).

Vlastní procesy neuroplasticity probíhají v různých diferentních strukturách nervového systému, podle toho se někdy hovoří o neuronální plasticitě. Neuronální plasticita by se měla týkat pouze jednotlivých neuronů, ale často se chápe jako synonymum termínu neuroplasticita (Higgins ES et George M.S., 2007).

Dospělý mozek je schopen se adaptovat na faktory prostředí. Rozsah těchto změn lze přirovnat k tomu, co se děje během intrauterinního vývoje, kdy u člověka z jediného

oplozeného vajíčka vznikne asi 100 miliard neuronů a asi 100 biliónů spojení mezi nimi. Ukazuje se, že během plasticity probíhají na buněčné úrovni vývojové etapy známé z embryonálního vývoje mozku, jako je neurogenese (produkce, migrace a vývoj nových buněk, nervových nebo gliových, z nediferencovaných kmenových buněk), synaptogeneze (větvení axonů a dendritů, vytváření synaptických spojení), eliminace synapsí, tzv. pruning („obstřihávání“ excesivního větvení axonů a dendritů spojené s redukcí počtu synaptických spojení) i apoptóza. Během embryonálního vývoje jsou tyto procesy relativně nezávislé na interakcích s prostředím a determinuje je hlavně genetika. Po narození již sehrávají interakce s prostředím velkou roli (Higgins E.S. et George M.S., 2007, Morris B.J., 2006, Kandel E.R., 2000).

Experimentální studie a klinická pozorování ukazují, že je dynamika nervového systému založena na rovnováze mezi rigiditou a plasticitou. Sama plasticita má dva charakteristické aspekty, a to faktor funkční a faktor adaptability. Funkční plasticita se manifestuje jako poměrně rychlé reversibilní změny. Adaptabilita je založena na transformaci genotypu ve fenotyp. Aktivace mechanismů neuroplasticity je přirozenou cestou, jak pomoci poškozenému mozku. Podle výsledného projevu, manifestace lze rozlišovat plasticitu evoluční, reaktivní, adaptační a reparační. Pro poškození mozku má velký význam plasticita reparační. Jedná se o schopnost nervového systému obnovit funkční poškození regenerací neuronálních okruhů. Stejně jako ostatní druhy plasticity je i tato podmíněna geneticky (Trojan S. et Pokorný J., 1999).

V rámci rehabilitačních terapeutických postupů lze vycházet z toho, že cílené stimuly (propriceptivní, akustické, vizuální) způsobí změny v neuronální struktuře a tím ovlivní nebo obnoví funkce poškozených částí mozku. Strukturálním podkladem reparačních dějů jsou opět změny počtu synapsí, přeskupování a tvorba nových větví dendritů a axonů provázená přestavbou lokálních neuronálních okruhů (Kolář P., 2009).

Podle velkých experimentálních studií z posledních 5 let je jednou z možností, jak posílit přirozené reparační mechanismy, využití transkraniální magnetické stimulace nebo podávání látek, které aktivují vnitřní neuroplastické děje, např. nervové růstové faktory (Bareš M., 2008).

I tam, kde dojde k trvalému poškození, jsou k dispozici určité funkční rezervy a kompenzační schopnosti a ty je třeba při vlastní terapii uplatnit. Ztracené funkce lze nahradit funkcemi pomocnými a zachované funkce je možné maximálně rozvinout (Angerová Y. et al., 2010).

Neuroplasticitu je možné také definovat jako schopnost nervového systému měnit se v závislosti na zkušenostech a opakujících se podnětech (např. učení) (Maegele M. et al., 2005).

Rehabilitační intervenční postupy využívají fenoménu plasticity nejen neurální, ale i svalové. Mechanismy neuroplasticity jsou „aktivní“ hlavně v časném období po kortikálním poškození. Neurální plasticita je vlastností nervového systému, který mění svoji strukturu jako odpověď na zkušenost a adaptaci na měnící se situaci a určitý podnět. Mozková kůra má rozsáhlou schopnost funkční i strukturální plasticity. Po poškození kůry dochází k remodelaci struktury a funkce nepoškozených částí mozku. Tyto změny a obnova funkce jsou určovány senzomotorickou zkušeností jedince v průběhu týdnů a měsíců po poškození (Nudo J.R., 2003, Maegele M. et al., 2005).

Spontánní úprava po poškození mozku vede k plastickým změnám v obou hemisférách, jak v poškozené, tak i v nepoškozené. Nepoškozená hemisféra je důležitá bezprostředně po poškození mozku a hraje zásadní úlohu v případě, že poškozená hemisféra není schopna zlepšení. Primární poškození CNS se vždy odrazí na svalové aktivitě a její kontrole narušením svalového tonu a poškozením kontroly svalů. Z tohoto důvodu může pomoci včasná dlouhodobá intenzivní pohybová terapie, pokud je cíleně zaměřena na funkčně poškozené oblasti, např. konkrétní svaly (Pavlů D., 2003).

Základních pravidel, která podtrhují plastické procesy, existuje několik. Jedním z nich je nepřetržitá soutěž mezi částmi těla reprezentující se v centrálním nervovém systému. Dalším pravidlem je používání a funkce tělesných částí, které reprezentují nebo ztrácejí adekvátní reprezentaci v mozku.

Pacienti po poškození mozku mají kromě motorických i řadu kognitivních, psychických a fatických problémů. Je potřeba interprofesionální týmová spolupráce při funkční diagnostice i terapii. Nezbytný je současně i trénink kognitivních funkcí (paměti, pozornosti, myšlení, orientace atd.), trénink fatických funkcí a nácvik soběstačnosti (Nudo J.R., 2003, Angerová Y. et al., 2010).

1.6.2 Mechanismy neuroplasticity – historický vývoj

První hypotézy o možné funkční reorganizaci centrálního nervového systému (CNS) byly vytvořeny fyziologem Hermanem Munkem roku 1877. Bylo zjištěno, že v případě vzniku ohraničené léze v oblasti mozkové kůry jsou schopny sousední oblasti kortexu ztracenou

funkci převzít. Předpokládala se i možnost vikariace funkčně příbuzných oblastí kortexu, které nemusí bezprostředně sousedit s lokalizací léze. V případě poškození primárního motorického kortexu mohou narušenou funkci alespoň zčásti převzít zejména sekundární motorické oblasti (suplementární motorický kortex, premotorický kortex a gyrus cinguli). U opic i u lidí byly prokázány bilaterální sestupné systémy nervových drah. Za zvláště dobře vyvinuté oblasti se považovala bilaterální reprezentace obličejového, axiálního a proximálního svalstva (Nudo J.R., 2003, Greenough W.T. et Chang F.L., 1988).

Dalším ze známých mechanismů neuroplasticity se stal princip demaskování neuronálních funkčních okruhů. Jedná se o funkční reorganizaci neuronálních struktur, která je založena na demaskování strukturálně preformovaných synaptických spojů. Jde o jeden z nejdůležitějších předpokladů pro znovuobnovení nebo zlepšení motorických funkcí během procesu rehabilitace (Greenough W.T. et Chang F.L., 1988).

Dlouhodobá (*long-term*) potenciace (LTP) je jedním z nejprozkoumanějších a nejvýznamnějších mechanismů modifikace mozkových programů způsobeným změnou účinnosti synapsí. Pomocí repetitivního tréninku lze nejen dosáhnout funkční změny synaptických spojů s možností zvýšení efektivity synaptického přenosu (LTP), ale také vyvolat morfologické změny oslabených synapsí.

Pro průběh rehabilitační intervence u pacientů je důležité, aby s návazností na LTP indukci bylo dosaženo strukturálních synaptických změn a vytvoření nových synaptických spojů, které mohou být experimentálně indukovány specifickými repetitivními formami tréninku. Pro klinickou rehabilitaci je tedy důležité, aby pacient při učení se nové motorické aktivitě vykonával žádaný pohyb opakovaně (Maegele M., 2005).

Dalším ze známých mechanismů neuroplasticity je pučení (*sprouting*). Tímto pojmem se označuje růst zachovaných axonů a následná obnova synaptických kontaktů. Vychází se z toho, že sprouting a funkční zlepšení probíhají paralelně. Často se objevuje sprouting nejenom v souvislosti s funkčním zlepšením, ale také s nežádoucími procesy maladaptace, jakými jsou dispozice k epileptickým záchvatům nebo ke spasticitě. Dalším aspektem spontánní reorganizace mozkových funkcí je vyvinutí kompenzačních strategií. Při jednostranné mozkové lézi dochází k vyvinutí kompenzačních behaviorálních strategií, spojených se zvýšeným používáním neparetických končetin, a následně k výraznější restrukturalizaci a neuronálnímu růstu v nepoškozené hemisféře. V případě absence rehabilitačního tréninku paretických končetin může tedy mít masivní restrukturalizace

intaktní hemisféry maladaptivní vliv na obnovu funkce poškozené hemisféry (Boyeson M.G. et al., 1994).

1.6.3 Neuroprotektivní vliv rehabilitační intervence

Znalost procesů učení, která je založena na mechanismech mozkové plasticity, tvoří základ pro rehabilitaci pacientů s poškozením centrálního nervového systému, která se zaměřuje v první řadě na znovuoživení ztracených funkcí nebo na naučení se novým strategiím kompenzace. Trénink v rámci rehabilitace má tedy pozitivní efekt na plasticitu mozku a podporuje procesy učení a paměti. Stupeň aktivity závisí mimo jiné na přísunu růstových faktorů, které mají neuroprotektivní účinek. Tyto růstové faktory způsobují změny specifických oblastí mozku i nárůst počtu synapsí. Vedle mechanismů sloužících k reorganizaci mozkových struktur, jako jsou např. sprouting nebo demaskování tichých synapsí, získávají na stále větším významu další mechanismy, jako jsou neuromodulátory a neurotropické faktory (Maegelé M. et al., 2005).

Pozitivní vliv repetitivního tréninku na plasticitu mozku byl prokázán v řadě klinických i experimentálních studií, např. ve studii motorického učení prováděné pomocí tréninku obratnosti (šikovnosti). Dochází ke změnám ve specifických oblastech mozku i nárůstu počtu synapsí (O'Malley M.K. et al., 2006). Jak se prokázalo, dochází při učení se novým dovednostem k rozšíření reprezentace korové oblasti spojené se senzomotorickou funkcí tělesných částí, které jsou při provádění těchto činností nejvíce používány. Po poškození kůry dochází k remodelaci struktury a funkce nepoškozených částí mozku. Tyto změny a obnova funkce jsou určovány senzomotorickou zkušeností jedince v průběhu týdnů a měsíců po poškození. Povzbudivý je zejména fakt, že kortikální funkce může být obnovena i dlouho poté, co pacient dosáhl zdánlivě neměnné úrovně v uzdravování, a že tedy významného zlepšení v oblasti motorických funkcí lze dosáhnout i poté, kdy byla akutní neuroprotektce neúčinná (Nudo J.R., 2003).

Pohybová terapie může pomoci, jestliže se terapie zaměří na funkčně poškozenou paretickou nebo plegickou končetinu, což bylo demonstrováno včasnou dlouhodobě aplikovanou pohybovou terapií (Keller A. et al., 1992).

Klinické rehabilitační studie z posledních let ukazují zlepšení funkce postižené hemisféry po dlouhodobě prováděné pohybové repetitivní, cíleně orientované intervenci. Jiné techniky založené na podobných principech, jako např. robotický trénink nebo trénink pomocí virtuální

reality, mají podobný pozitivní efekt (O'Malley M.K. et al., 2006).

Ukazuje se, že používané části těla podporují jejich reprezentaci v mozku, ale u nepoužívaných částí těla jejich reprezentace v mozku vymizí. Studie věnovaná reprezentaci ruky v mozkové kůře u osob, které používají Braillovo písmo, ukázala, že na kontralaterální straně používané ruky se zvětší reprezentace v mozku. Malíček se ale při tomto typu čtení téměř nepoužívá, a tak dochází k redukci jeho korové reprezentace (Levin S.H., 2006).

V práci věnované problematice pacientů po fraktuře v oblasti kotníku se prokázalo, že se reprezentace m. tibialis posterior v mozkové kůře již po šesti týdenní fixaci zmenší (Kleim J. et Jones T., 2008).

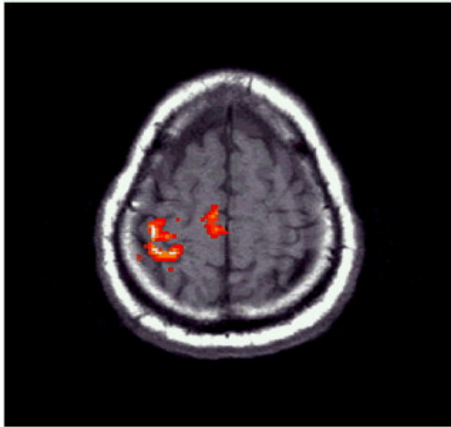
Klinická studie zabývající se rehabilitací pacientů po CMP s těžkou pravostrannou hemiparézou ukázala, že po včasné, intenzivní a dlouhodobě aplikované terapeutické intervenci se mohou prakticky zlepšit jejich funkční schopnosti *ad integrum*. Tyto klinické případy byly potvrzeny funkčním PET (pozitronová emisní tomografie) a funkční magnetickou rezonancí, jimiž bylo detekováno, že dochází k reorganizaci kortexu a po cvičení se zvyšuje aktivita i v kontralaterálním kortexu (Keller A. et al., 1992).

V posledních několika letech se pro hodnocení stupně regenerace poškozených mozkových struktur u pacientů po poškození mozku začíná experimentálně používat transkraniální mozková stimulace (O'Malley M.K. et al., 2006, Bareš M., 2008).

Moderní neurofyziologie a zejména funkční zobrazovací metody navíc potvrzují tzv. fenomén kompetice kortikálních reprezentací. Tento fenomén znamená fakt, že každá nadměrná aktivace ramene, na úkor aktivace ruky, přebírá zbývající primární motorický kortex postižené ruce, ve prospěch nediferencované hybnosti trupu a pletenců (Mayer M. et Hluštík P., 2004, Muelbacher W. et al., 2002).

Jednou z možností, jak vizualizovat rozdíly v zapojování horních končetin při provádění jednoduchého úkolu a komplexního bimanuálního úkolu, je využití funkční magnetické rezonance.

Jako příklad může sloužit CMP v povodí a.cerebri media (ACM), kde je postižena oblast kortikální kontroly funkce ruky. Aktivita se přesouvá z oblasti primárního motorického kortexu k méně diferencovanému řízení suplementární a premotorické arey (Mayer M. et Hluštík P., 2004).



Obrázek 6. Aktivace kortexu při pohybu ruky u nemocného po CMP v povodí ACM.

Dochází k aktivaci suplementární motorické oblasti, je utlumena aktivace primárního motorického kortexu pro ruku (Nirko A.C. et al., 2001, Mayer M. et Hlušík P., 2004.)

V důsledku neuronální plasticity je možné metodami neurorehabilitace aktivovat v mozku nadbytečné (spící, zásobní) neurony, kterými se mohou nahrazovat poškozené spoje. Některé oblasti mozkové kůry jsou schopny převzít funkci poškozené části mozku. Dochází také k odhalení určitých synaptických spojů a funkčních neuronálních okruhů, které je nutné stále opakovaně stimulovat (repetitivní terapie). Metody pozitronové emisní tomografie a funkční magnetické rezonance umožňují sledovat vytváření nových funkčních center v mozkové kůře (Papoušek J., 2010).

Z klinických studií je zřejmé, že rehabilitační intervence musí být nejen časná, dlouhodobě aplikovaná, individuálně zaměřená a musí být zajišťována multidisciplinárním týmem, ale nestačí pouhá repetitivní pohybová terapie, aby došlo ke změně v korové reprezentaci ruky. Aplikované rehabilitační terapeutické přístupy musí být zároveň i pestré a zahrnovat nácvik nových činností včetně mechanismů motorického učení, což vede k žádané funkční reorganizaci korové reprezentace motorického kortexu (Nirko A.C. et al., 2001).

V případě poškození primární motorické kůry existuje řada alternativních oblastí mozkové kůry, které jsou schopny narušenou nebo ztracenou funkci alespoň z části převzít. To platí zejména pro sekundární motorické oblasti mozkové kůry, hlavně suplementárně–motorický kortex, premotorický kortex, a přední gyrus cinguli (Lippert-Gruener M. et Magele M. et Angelov D.N, 2007).

1.7 Neurorehabilitace u pacientů po poškození mozku

1.7.1 Základní principy v neurorehabilitaci

Multidisciplinární (interprofesionální) přístup

Neurorehabilitace je multidisciplinární rehabilitační přístup k pacientům s neurologickou problematikou (Angerová Y. et al., 2010). Nejedná se tedy pouze o rehabilitaci nebo fyzioterapii, která se provádí na každém neurologickém oddělení, jak se v ČR někdy tento pojem mylně chápe a interpretuje. Zásadní rozdíl je právě v přítomnosti kompletního multidisciplinárního rehabilitačního týmu a pouze taková pracoviště si mohou přisvojovat označení neurorehabilitační.

Multidisciplinární tým se skládá z lékařů, fyzioterapeutů, ergoterapeutů, psychologů, logopedů, neuropsychologů, speciálních pedagogů, sociálních pracovníků, zdravotních sester, protetiků. Vedoucím celého týmu je vždy rehabilitační lékař, který indikuje jednotlivá vyšetření a sleduje celý průběh následných terapií prováděných jednotlivými členy týmu.

Dlouhodobým cílem neurorehabilitace je zlepšení aktivit a participací pacienta po poškození mozku, s facilitací faktorů prostředí k optimální integraci (inkluzi) do společnosti.

Neurorehabilitační oddělení jsou součástí zdravotnického zařízení, která slouží pro intenzivní individuální multidisciplinární včasnou neurorehabilitaci. Tým na těchto neurorehabilitačních odděleních funkčně zhodnotí aktuální schopnosti pacienta, a na základě výstupů aplikovaných vyšetření navrhne krátkodobý a dlouhodobý rehabilitační plán včetně prognosy pacienta.

Včasnost

Se zahájením multisenzorické neurorehabilitační intervence by se mělo začít co nejdříve po stabilizaci základních životních funkcí (systémového krevního tlaku, intrakraniální tlaku, dechových parametrů), i u pacientů v bezvědomí. Právě čas je tím nejvíce limitujícím prvkem. V Německu se délka terapie na akutních lůžkách pohybuje v průměru kolem 18 dní, a následně je až 90 % pacientů schopno překlady na lůžková oddělení neurorehabilitace, kde stráví v průměru 3 měsíce. Téměř polovina těchto pacientů bývá na základě závěrečného funkčního hodnocení klasifikovaná v soběstačnosti jako nezávislá (Lippert-Gruener M. et al., 2006). V ČR stále neexistuje systém specializovaných lůžkových neurorehabilitačních oddělení pro pacienty po poškození mozku, na která by mohli být pacienti z akutních lůžek intenzivní péče přeloženi. Z tohoto důvodu i mladí pacienti často končí na lůžkových

odděleních následné ošetrovatelské péče (LDN), která nemají personální ani technické vybavení, aby se zde mohli věnovat dostatečně efektivně pacientům s těžkým stupněm disability, kombinovaným postižením.

Komplexnost, návaznost, koordinace

Problémy s návazností jsou zapříčiněny chybějící organizací, nedostatkem regionálně dostupných služeb, včetně rehabilitace, a celkově zaměřením léčby pouze na dobu pobytu ve zdravotnickém zařízení, bez dostatečného přesahu k péči poskytované v komunitě nebo domácím prostředí pacienta (Maršálek P. et al., 2011, Švestková O., 2011). Absenci koncepce v neurorehabilitaci pacientů po poškození mozku by mělo vyřešit přijetí zákona o rehabilitaci, aby nedocházelo k duplicitnímu vynakládání finančních prostředků, k tzv. rehabilitační turistice.

Dostupnost

Stále neexistují zdroje informací o možnostech a dostupnosti, existenci rehabilitačních služeb. Je nezbytné zajistit co nejširší přístup k informacím o rehabilitaci nejen pro pacienty, ale i pro jejich rodinné příslušníky a všechny zájemce o tyto služby.

Individuální přístup

Kvalitní standardizovaná funkční diagnostika by měla zajistit, aby cíle terapie, krátkodobý a dlouhodobý rehabilitační plán odpovídaly konkrétním podmínkám a individuální potřebám osoby s postižením, a přispět k tomu, aby rehabilitační intervence mohla trvat tak dlouho, dokud se pacient funkčně mění, jeho funkční potenciál ještě nedosáhl maxima (Maršálek P. et al., 2011, Zasler N.D. et al., 2007).

Role rodiny

Jak ukazují klinické zkušenosti z USA, je nutné, aby byla rodina přímo členem rehabilitačního týmu, měla právo se účastnit lékařských vizit a porad členů týmu. Rodinným příslušníkům je věnována velká pozornost, jsou považováni za stejně „postižené“ jako pacient sám. Potřebné je zejména vysvětlit rodině, jaké změny mohou od svého blízkého očekávat, upozornit na změny v osobnosti, chování pacienta, hlavně na změny nálad, snadné rozrušení, citlivost na hluk. Klíčový je dostatek potřebných informací ve správnou dobu, protože rodina je, na rozdíl od zdravotnického zařízení odpovědná za pacienta, dlouho poté, co je propuštěn do domácího prostředí (Roubal T. et al., 2011).

Rodinní příslušníci očekávají, že až se jejich blízký vrátí domů, bude všechno fungovat jako před vznikem nemoci, před úrazem. Doporučuje se edukovat rodinu, aby věděla, jak

k pacientovi přistupovat, naučit ji dovednostem, metodám a návykům, které potřebuje, aby se mohla efektivně zapojit do rehabilitačního procesu. Nezbytné je dostupné poradenství, ale také emocionální a psychologická podpora, která může snížit psychické i emocionální následky, které pociťuje celá rodina. Účinná podpora pomůže rodinným příslušníkům adaptovat se a vyrovnat se změnami, které nemoc, úraz přináší. Důležité je respektovat individuální situaci konkrétní rodiny a nabízet účinnou pomoc citlivým, nenásilným způsobem (Maršálek P. et al., 2011).

1.7.2 Diagnostické přístupy v neurorehabilitaci

Funkční diagnostika je v evropských zemích důležitá i k zajištění financování rehabilitace. Pokud se pacient v některých aktivitách byť jen nepatrně, ale stále zlepšuje, hradí rehabilitaci zdravotní, úrazové nebo sociální pojišťovny (Lippert-Gruenerová M. et al., 2006).

Funkční diagnostika je důležitá ke zjištění nároku na případné výhody v oblasti sociální, pedagogické nebo v oblasti zaměstnávání. Snahou moderní rozvinuté společnosti by mělo být vyrovnání příležitostí pro občany se zdravotním postižením (disabilitou), a tím dosažení jejich optimální kvality života (Švestková O., 2011).

Rehabilitační lékař je vedoucím celého rehabilitačního týmu, provádí základní, prvotní funkční diagnosticko-terapeutické vyšetření. Na základě výsledků svého funkčního vyšetření indikuje další vyšetření, intervence ostatních členů rehabilitačního týmu (např. fyzioterapeutické nebo ergoterapeutické vyšetření). Fyzioterapeut společně s ergoterapeutem aplikují při vstupním vyšetření sady různých funkčních standardizovaných testů.

Fyzioterapeut provádí kineziologickou diagnostiku (kineziologický rozbor), používá specializované funkční diagnostické testy. U pacientů po poškození mozku jsou často aplikovány např. Bergova funkční škála rovnováhy, hodnocení pohyblivosti podle E. Tinetti.

Ergoterapeut vyšetřuje psychosenzomotorický funkční potenciál s ohledem na možnosti zaměstnání, vzdělávání nebo sociální služby a realizuje následný nácvik modelových pracovních činností a zabývá se aktivitami volného času.

Spolehlivých funkčních testů standardizovaných na českou populaci a s akceptovatelnou časovou náročností je stále nedostatek. Menší časová náročnost při vlastní aplikaci testu se obvykle pojí se získáním méně detailních informací o funkčním stavu pacienta. Dalším problémem bývá finanční náročnost získání licence, která umožní daný test legálně využívat v delším časovém horizontu. Často používané funkční standardizované testy jsou FIM test,

Barthel index, Jebsen-Taylorův funkční test. Názorným příkladem obtížnosti získání testu je FIM test (Funkční míra nezávislosti), který lze zakoupit maximálně na 1 rok, včetně možného proškolení terapeuta, který ho bude u pacientů následně používat.

1.7.3 Terapeutické přístupy v neurorehabilitaci

Terapeutický postoj je komplikován velkou složitostí poškození, při němž pacientovo postižení nespočívá jen v paréze a poruše koordinace, ale i v různém rozmístění spasticity. Terapii mohou ovlivňovat také neuropsychické deficity, jako jsou poruchy senzibility, ztráta motivace, poruchy prostorové orientace, apraxie, neglect syndrom. Z tohoto důvodu je nutná úzká spolupráce v rámci multidisciplinárního rehabilitačního týmu, aby se dosáhlo optimálního výsledku (Pavlů D., 2003).

Formy intervence zahrnují restituci, kompenzaci a použití pomůcek. Důležité je vědět na čem je terapeutický přístup založen a zda je jeho účinek ověřen studiemi (Lippertová-Gruenerová M., 2006).

Ruka je samozřejmě nejdůležitějším nástrojem zdravotníka (spolu s CNS), kterým provádí diagnosticko-terapeutické postupy, jak ve smyslu aferentním (získávání informací), tak eferentním (působení na rehabilitanta).

Rehabilitační intervence u poruch pohybového vzoru horní končetiny je časově náročný, individuální proces. Rehabilitační lékař a terapeuti by se měli intenzivně zapojit do edukace rodinných příslušníků, ostatního ošetrovatelského personálu. Je nutné informovat a směřovat pacienty k aktivizaci a zároveň je motivovat pro prováděné činnosti. Při výběru vhodných motivačních prvků hraje zásadní roli rodina, přátelé a kolegové.

Problémem je, že u závažného poškození mozku dochází často k narušení funkce motivace. Klíčová pro motivaci je aktivita v mezolimbickém dopaminovém systému. Dva základní okruhy směřují do bazálních ganglií a frontálního laloku mozku. Pokud dojde u pacientů k poškození frontálních laloků, je možné, že u pacientů bude výrazně narušen až zcela destruován komplexní jev označovaný jako motivace (Kulišťák P., 2006). Někteří pacienti jsou pasivní, ztratí zájem o okolí, mají nedostatek iniciativy. Typická je neschopnost si naplánovat činnost a začít s ní. Terapeut by měl pacientovi strukturovat den, dát mu řád a nenechat ho dlouho bez aktivity. Nutná je pomoc s nastartováním vybrané aktivity, ale pacient nesmí být nucen do činností, které opakovaně nechce provádět (Janečková M. et al., 2009).

V České republice se rehabilitací ruky většinou zabývá rehabilitační lékař v úzké spolupráci s fyzioterapeutem a ergoterapeutem, případně i s protetikem a speciálním pedagogem. Intenzitu, frekvenci i výběr základní formy terapeutického přístupu provádí rehabilitační lékař, který má roli vedoucího rehabilitačního týmu. Úkolem fyzioterapeuta je především aktivně se podílet na obnovení hybnosti trupu a končetin včetně nácviku lokomoce, zabránění vzniku kontraktur, udržení kloubní pohyblivosti a fyziologické délky končetin. Vyrovnaná svalová aktivita zajišťuje optimální statické zatížení jednotlivých kloubů. Pro zajištění správné lokomoce je důležitá posturální aktivita fázických svalů. Fyzioterapeut aplikuje techniky na neurovývojovém podkladě, např. Bobath koncept, propioceptivní neuromuskulární facilitaci (PNF), reflexní lokomoci (Vojtův neurovývojový princip reflexní lokomoce) a další speciální metodiky na neurofyziologickém podkladě určené pro neurologické poruchy hybnosti. Správné funkční postavení končetin je podporováno vhodným využitím ortéz a dlah.

Úzká týmová spolupráce je nezbytná od prvního kontaktu s pacientem. Společně s pacientem se vytváří plán konkrétních cviků zaměřených na jemnou motoriku na bázi senzomotorické funkční terapie. Ergoterapeut hodnotí a provádí nácvik soběstačnosti (mobilita v rámci lůžka, přesuny, vertikalizace, soběstačnost v oblékání, intimní hygiena, schopnost orientace, komunikace) (Jebsen R.H. et al., 1969).

Rehabilitační terapie by měla být úkolově orientována, měla by obsahovat prvky běžných denních aktivit (ADL). V současné době lze v rámci rehabilitace funkčního postižení horní končetiny využít i možností moderních technologií, např. virtuální reality. Rehabilitační intervence musí být přizpůsobena aktuálním a individuálním potřebám osoby s disabilitou. Terapii lze přerušit, začít se věnovat jiné aktivitě, udělat přestávku, využít prvků relaxace. Účinná terapie se neobejde bez velké podpory pacienta ze strany zdravotníků, ale hlavně jeho nejbližší rodiny, jejíž úloha je pro pacienta naprosto nezastupitelná (Janečková et al., 2009).

Bobath koncept je u pacientů s hemiparézou v současné době nejpoužívanější a řídí se ve své podstatě jednoduchou zásadou, a to snažit se zapojovat postiženou stranu těla co nejvíce, aby nedocházelo k opomíjení končetin a pacient byl zároveň účasten na běžných denních činnostech, které provádí při své sebeobsluze.

Podle IBITA (*International Bobath Instructor Training Association*) je Bobath koncept vyšetřovací a terapeutický postup orientovaný na řešení problémů u osob s poruchami centrálního nervového systému, které vedou k poruchám funkce. Koncept využívá vývojové, biomechanické a neurofyziologické principy, včetně současných vědeckých s medicínských

poznatků. Terapie je směřována tak, aby se dosáhlo obnovené normální funkce získáním posturální kontroly a disociovaných, kontrolovaných pohybů (Holubářová J. et Pavlů D., 2007).

Intervence vyhledává řešení pro motorické chování, které se shoduje s úspěšným provedením potřebné aktivity. Během samotné terapie se pacient snaží zapojovat hemiparetickou končetinu, jako by byla zdravá, nepostižená. Pacient je veden k používání paretické horní končetiny například položením HK na stůl před a hlavně při konzumaci jídla.

V rámci tohoto konceptu se používají specifické prvky, jako je handling, guiding a placing. Handling (specifická forma úchopu ruky pacienta) umožní terapeutovi vést, měnit směr, rychlost a načasování svalové aktivity pro splnění daného úkolu. Dále je možné pomocí handlingu vnímat odpověď pacienta na sensorické vstupy a výsledný pohyb a tím zachovat možnost korekce cíleného pohybu. Placing lze stručně charakterizovat jako automatickou schopnost sledovat a udržovat pohyb při pasivním pohybu určitou částí těla. Placing vyžaduje, aby pacientův CNS byl schopen přijímat somatosenzorické informace a odpovídat na ně. Guiding je takový způsob vedení pacienta, při kterém dochází k optimální interakci mezi pacientem, výkonem a prostředím, ve kterém daná činnost probíhá (Gjelsvik B.E., 2008).

Cílem diagnosticko-terapeutického úsilí členů multidisciplinárního rehabilitačního týmu pracujícího v rámci Bobath konceptu je, aby se dosáhlo maximální možné fyziologické funkce v možnostech individuálního postižení pacienta.

1.7.4 Pomůcky pro HK

Pacienti s těžkou disabilitou potřebují pro svoji soběstačnost složité a často finančně náročné kompenzační a technické pomůcky (asistivní technologie). Tyto pomůcky by měly být doporučovány rehabilitačními odborníky, nejčastěji rehabilitačním lékařem, fyzioterapeutem, ergoterapeutem, protetikem. Výběr konkrétní optimální pomůcky by se měl realizovat na základě zhodnocení funkčního potenciálu pacienta provedeného členy multidisciplinárního rehabilitačního týmu (Švestková O. et Pfeiffer J., 2009).

V ideálním případě by tým měl spolupracovat s různými pracovišti, např. s pracovištěm biomedicínského inženýrství, které se zabývá vývojem a distribucí těchto pomůcek. Konečným uživatelem je osoba s disabilitou, která musí mít možnost určitého výběru a hlavně možnost vyzkoušet si pomůcky v domácím a nebo pracovním prostředí. Důležitou součástí celého rehabilitačního procesu je evaluace bytu. Na základě tohoto zhodnocení by měl být

proveden návrh bezbariérového řešení nebo eventuálně popřípadě navrhnout výměnu bytu např. v případě horizontálních bariér, které není možné odstranit.

Fotografie vybraných pomůcek viz příloha č. 4 str. 103.

1.8 Inerciální systém, inerciální jednotka, inerciální senzor

Inerciální systém je systém, kde platí 1. Newtonův pohybový zákon, tj. těleso, na které nepůsobí žádná síla nebo výslednice sil je nulová, je v klidu nebo se pohybuje rovnoměrně přímočaře. Platí zde zákon setrvačnosti. Pro výpočet pozice v prostoru jsou zapotřebí tři akcelerometry, sleduje se změna polohy. Pro výpočet absolutní pozice v prostoru musíme znát počáteční souřadnice daného objektu. Toto zařízení je schopné určovat svou polohu pouze na základě svých měření, bez jakékoliv pomoci zvenčí (Altman J. et Bodlák I., 2010, Svozílková P., 2011). Inerciální systémy využívají k detekci pohybu gyroskopy a akcelerometry. Gyroskopy zaznamenávají změnu úhlové rychlosti, ze které se určí změna rotace, jak se změnila rotace sledovaného objektu. Akcelerometry zaznamenávají změnu lineární rychlosti, ze které se určí poloha objektu. Inerciální systémy jsou umístěny přímo na lidském těle. Data jsou pomocí kabelu přenášena do počítače. V bezdrátové verzi se data zapisují do lokální paměti, která je součástí jednotky se senzorem.

Inerciální jednotka je soustava celého zařízení (akcelerometr, mikro počítač, atd.). Inerciální senzor je soustava akcelerometrů a gyroskopů (Vinkler M., 2009).

1.8.1 Možnosti klinického využití akcelerometru v rehabilitaci

Poškození mozku, hlavně cévní mozkové příhody (CMP), patří mezi nejčastější druhy poškození CNS, s incidencí 150 případů na 100.000 obyvatel. Většina pacientů se získaným poškozením mozku má poruchu funkce hybnosti horních nebo dolních končetin. Hodnocení obvyklé fyzické aktivity a pohyblivosti paretické končetiny je velmi důležité, protože poskytuje základní informaci o možnosti obnovy limitovaných aktivit, které pacienti během terapií trénují (Kawada T. et al., 2008).

Objektivní možnost pro měření fyzické aktivity nabízí využití inerciálních senzorů (IS) - akcelerometrů, protože monitorují pohyby těla v době akcelerace. Tato informace může být použita pro interpretaci intenzity fyzické aktivity v průběhu času. Na některých

vědeckovýzkumných, technických pracovištích se stále ještě používá piezoelektrický akcelerometr využívající piezoelektrický krystal (přírodní nebo keramiku), který generuje náboj úměrný působící síle, která při zrychlení působí na každý objekt (Vojáček A., 2005).

S využíváním akcelerometru pro monitorování změny polohy těla, končetin a měření pohybů u pacientů s poruchou hybnosti se začalo již v 60. letech 20. století. Sensory byly velké, těžké a obtížně umístitelné na tělo, vykazovaly také proměnlivou spolehlivost (Manns P.P., 2009).

Akcelerometry mají velkou výhodu ve schopnosti zaznamenávat aktivitu kontinuálně celé dny i týdny a umožnit tak měřit aktivitu pacientů i v jejich domácím prostředí (Culhane K.M. et al., 2004).

Akcelerometry mají v rehabilitaci řadu potenciálních využití např. v oblasti monitoringu a vyšetření chůze, resp. zapojování dolních končetin. Akcelerometry mohou přinést jiný pohled do objektivní analýzy chůze, pokud se monitoring provede v kombinaci s klinickým hodnocením (Rand D. et al., 2009). Příkladem využití pro analýzu chůze je systém Gaitshoe. Tento systém umožňuje kvalitativní analýzu chůze, dokáže detekovat aktuální pozici nohy při stoji. Soustavu senzorů lze umístit do boty i přímo na tělo nebo na dolní končetinu (Bamberg S.J. et al., 2008).

Současné pokroky v moderních technologiích umožnily sestavit levné, miniaturní akcelerometrické senzory v kombinaci s gyroskopem. Tyto senzory byly zatím experimentálně zkoušeny pouze k monitoringu mobility, k objektivnímu kvantitativnímu měření chůze u pacientů s hemiparézou vzniklou po CMP (Culhane K.M. et al., 2004, Manns P.P., 2009). V současnosti jsou stále testovány, zejména ve vědeckých institucích, ale vzhledem k pokrokům v jejich vývoji je jejich postupné začleňování do každodenní klinické rehabilitační praxe výhledově velmi reálné.

Na vědeckovýzkumném pracovišti klinických neurověd Jihokarolínské university v Los Angeles byla sestavena i klinicky testována inerciální měřicí jednotka (IMU) s kombinací akcelerometru, gyroskopu a magnetometru. Akcelerometr monitoruje zrychlení, gyroskop rotaci a magnetometr určením magnetického severu zjišťuje směr zrychlení. IMU byla zkušebně aplikována u pacientů s neurologickým postižením, a to s funkčním deficitem v oblasti chůze (Wade E. et Mataric M.J., 2005).

Proběhlo také klinické testování akcelerometrů při sledování dýchacích pohybů u pacientů s apnoickými pauzami v průběhu spánku, kdy jsou senzory umístěny v oblasti hrudníku. Pokud se akcelerometr umístí na zápěstí, je možné zároveň sledovat stupeň aktivity v průběhu

spánku (Kawada T. et al., 2008, Morillo D.S. et al., 2010).

Akcelerometry byly vyzkoušeny k detekci pádů. Akcelerometr je schopen detekovat diferencí v chůzi mezi chůzí bez rizika pádu a chůzí s rizikem pádu. Vlivem věku dochází v chůzi k řadě změn, zhoršování sensorických funkcí, vestibulárních funkcí, funkcí kardiovaskulárního a neuromuskuloskeletálního systému. Pomocí senzoru umístěného na hlavě lze měřit rovnováhu při chůzi a stojí jako jeden z ukazatelů rizika pádů u seniorů. Další testovaná lokalizace byla na kotník, což umožnilo měřit počet kroků, dokonce i ušlou vzdálenost, rychlost chůze a energetický výdej (Lindemann U. et al., 2005, Park J.H. et al., 2006, Menz H.B. et al., 2003). Využití akcelerometru při stratifikaci rizika pádu umožní včasné zahájení vhodné terapeutické intervence, a tedy redukcí rizika dalšího možného pádu (Culhane K.M. et al., 2005, Rinehart J.K. et al., 2009).

Ve většině publikovaných článků o IS jsou odborníky využívána inerciální zařízení pro měření pohybu ve formě jednoosého nebo víceosého akcelerometru. To postačuje pro základní rozpoznání pohybové aktivity, případně postavení senzoru, resp. končetiny vůči gravitaci. Současná nejmodernější technologie umožňuje vybavit finančně dostupný a kompaktní senzor kompletní inerciální jednotkou, tedy tříosým akcelerometrem a tříosým gyroskopem. Tato sestava dovede analyzovat i krátké trajektorie pohybů, rozlišit polohu těla ve smyslu stoje, lehu nebo sedu (Gebruers N. et al., 2010, Karantonis D.M. et al., 2006).

Ukazuje se, že senzor je univerzálně využitelné zařízení. Při měření lze u každého pacienta využít skupiny několika senzorů, typicky tří. V této konfiguraci zajišťuje bezdrátové pojítko funkci přesné synchronizace času mezi senzory patřícími do stejné skupiny. Persistentní paměť a vnitřní akumulátor umožňují senzoru ukládat data po dobu cca 14 hodin, při vzorkovací frekvenci 50 Hz (Gebruers N. et al., 2010, Rand D. et al., 2009, Karantonis D.M. et al., 2006).

1.8.2 Monitorování pohybu horních končetin pomocí IS

Další možností je monitoring zapojování horních končetin do běžných denních činností (např. oblékání, příprava jídla, osobní hygiena).

Většina pacientů po poškození mozku různě kompenzuje funkci postižené končetiny, naučí se nezapojovat, až zcela opomíjet paretickou horní nebo dolní končetinu. Dochází ke ztrátě fyziologického pohybového vzorce a ke vzniku patologického pohybového vzorce. Příkladem aktivit kompenzovaných neparetickou, nepostiženou končetinou je čištění zubů, oblékání,

psaní nebo pití. Z tohoto důvodu má měření množství denních aktivit vykonávaných pacienty po poškození mozku základní význam pro pochopení vlivu, dopadu jejich funkčního postižení na jejich kvalitu života.

Z nedávných klinických rehabilitačních studií vyplynul zásadní problém, kam umístit senzory, které snímají pohyby horních končetin. Výhodným řešením se zdá umístění dvou senzorů na horních končetinách v oblasti zápěstí a třetího senzoru v oblasti pasu na levé straně. Toto umístění senzorů umožňuje měřit pohyb každé horní končetiny zvlášť i při vzájemném souhybu a současně rozlišit, zda jedinec jede např. ve výtahu nebo v automobilu (Lindemann U. et al., 2005, Park J.H. et al., 2006).

Při používání senzorů ke zjištění stupně aktivity horních nebo dolních končetin v běžném denním životě pacientů jsou zásadním artefaktem pohyby způsobené pohybem celého těla, nikoliv pohybem končetiny. Samotná inerciální jednotka nemá možnost takový pohyb (např. chůze nebo jízdu, řízení auta) odlišit od pohybu paže způsobeného vůlí pacienta. Tento problém může být řešen ručním označením intervalů, které mají být vyjmuty z vyhodnocení (Uswate G. et al., 2000). Také je možné uplatnit algoritmus, který je schopen rozpoznat podobný pohyb senzoru na končetině a referenčního senzoru upevněného na těle, což umožní tento významný artefakt účinně potlačit. Akcelerometry zaznamenávají změnu lineární rychlosti, ze které se určí poloha objektu (Gebruers N. et al., 2010).

2 Hypotézy

Po důkladné analýze relevantních publikovaných klinických studií a průběžného klinického pozorování pacientů po poškození mozku s centrální hemiparézou byly formulovány dvě hypotézy:

1. Poruchu pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku lze objektivně stanovit.
2. Intenzivní individuální multidisciplinární rehabilitace způsobí kvalitativní i kvantitativní změny pohybového vzorce HK.

3 Cíle

V souvislosti s formulovanými hypotézami byly stanoveny dva hlavní cíle této klinicky zaměřené práce:

1. Prokázat využitelnost IS (akcelerometru) pro objektivní monitoring poruchy pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku.
2. Prokázat, zda lze využít pro posouzení změn v pohybovém vzorci HK po intenzivní individuální multidisciplinární rehabilitaci u pacientů po poškození mozku FIM test a Jebsen-Taylorův test.

4 Metodika

Klinický výzkum probíhal u 30 pacientů po poškození mozku, kteří absolvovali 4 týdenní pobyt v denním rehabilitačním stacionáři KRL 1. LF UK. Denní stacionář je zaměřen na neurorehabilitaci osob po poškození mozku v délce 4–6 týdnů. Vstupní vyšetření provádí rehabilitační lékař, který na základě provedené funkční diagnostiky určí, jaká další konkrétní vyšetření členy multidisciplinárního rehabilitačního týmu pacient potřebuje.

Frekvence, počet a druh terapií jsou stanoveny na rehabilitační konferenci, které se účastní ošetřující rehabilitační lékař a terapeuti, kteří pacienta vyšetřovali při vstupním vyšetření, tzv. kolečku. Pacient, u kterého je denní stacionář indikován, dochází na terapie po celý týden od pondělí do pátku, od 8:00 do 16:00. Program stacionáře se skládá z individuálních i skupinových terapií a je upraven podle individuálních aktuálních potřeb a funkčního stavu pacientů. Individuální terapie zajišťují fyzioterapeuti, ergoterapeuti, logopedi, psychologové, speciální pedagog a sociální pracovník (detailní program viz příloha č. 8 a 9 str.113 - 114).

Individuální terapie trvají 45–60 minut. Podle stupně postižení pacientů a jejich funkčního stavu jsou během terapií aplikovány vybrané prvky ze spektra speciálních terapeutických konceptů, včetně aplikace metod fyzikální terapie (např. kryoterapie k ovlivnění spasticity, elektrostimulace u periferních paréz).

Skupinové terapie probíhají pravidelně v týdenních intervalech s časovou dotací 60-120 minut. Tyto terapie zahrnují arteterapii, muzikoterapii, vaření, taneční terapii, keramiku a relaxační terapie. Všechny vybrané skupinové terapie jsou vedeny odborníky, kteří mají příslušné vzdělání v daném oboru.

Každý den probíhá lékařská vizita, při níž rehabilitační lékař zhodnotí funkční stav pacienta, upraví medikaci a strukturu terapií ve stacionáři.

Byla stanovena vstupní a vylučující kritéria pro účast pacientů na klinické studii. Studie se zabývala možností objektivního stanovení poruchy pohybového vzorce horní končetiny u hemiparetických pacientů. Stanovení poruchy, objektivní monitoring funkčních schopností HKK byl proveden pomocí akcelerometru, IS. Při vstupním ergoterapeutickém vyšetření byl aplikován FIM test a JT test, které se zopakovaly po 4 týdenním pobytu pacienta ve stacionáři při výstupním vyšetření. Výsledky získané použitím obou testů se vzájemně porovnály pro zhodnocení efektu rehabilitační intervence, která zapříčiní kvalitativní a kvantitativní změny pohybového vzorce HK.

Při vstupním rehabilitačním lékařském vyšetření byl stanoven stupeň poruchy pohybového vzorce HK (stupeň spasticity dle Ashworth škály). Zhodnotila se přítomnost fatické, smyslové, kognitivní nebo psychické poruchy, která by mohla pacienta z účasti na studii vyloučit.

Každý pacient obdržel manuál s informacemi o studii (viz příloha č. 12 str. 117), předávací protokol (viz příloha č. 11 str. 116) o používání náramku a podepsal informovaný souhlas.

4.1 Kritéria pro vstup do studie

1. Získané poškození mozku (minimálně 6 měsíců od vzniku onemocnění, úrazu)
2. Porucha pohybového vzorce horní končetiny na straně hemiparézy
3. Věk minimálně 18 let
4. Mentální stav podložený bodovým skóre MMSE (Mini - Mental State Examination) s hodnotou více než 24 bodů
5. Schopnost porozumět všem pokynům na základě psychologického a logopedického vyšetření
6. Schopnost stabilního sedu samostatně nebo i s pomůckou
7. Podepsaný informovaný souhlas schválený Etickou komisí VFN

IS byl rovněž použit u pacientů se spasticitou po aplikaci botulotoxinu, u nichž je pohybová léčba zásadní a kteří splňovali výše uvedená kritéria.

4.2 Kritéria vylučující účast na studii

1. Mini - Mental State Examination, skóre méně než 24 bodů (předpokládaná

- neschopnost pochopit a následovat verbální, event. neverbální pokyny)
2. Závažná psychická porucha (např. těžší organický psychosyndrom)
 3. Závažná kognitivní porucha (neschopnost porozumění, porucha krátkodobé paměti, pozornosti, porucha řešení problémů apod.)
 4. Závažná fatická porucha, těžká dysartrie
 5. Svalový hypertonus hodnocený pomocí Modifikované Ashworth škály stupeň 3 a vyšší
 6. Těžké smyslové poruchy (zrak, sluch)
 7. Závažná porucha povrchového i hlubokého cití na horních končetinách
 8. Třes a ataxie končetin
 9. Kompletní plegie postižené horní končetiny – nulový pohyb
 10. Nespolupráce pacienta, event. jeho rodinných příslušníků

4.3 Hodnocení stupně hypertonu

Pro hodnocení a kvantifikaci hypertonu se používá nejčastěji Škála svalového hypertonu – **Modifikovaná škála podle Ashwortha** (6 bodová škála, 0 – bez zvýšení svalového tonu, 4 – není možný pasivní pohyb). Podle tíže lze spasticitu dělit na lehkou (zvýšení tonu, nejvýše jen malé omezení rozsahu pohybu, mírné spazmy či klonus), střední (výraznější zvýšení tonu, větší omezení rozsahu pohybu, možnost rozvoje kontraktur, problémy při uvolnění stisku ruky, při chůzi i otáčení na lůžku) a těžkou (výrazné zvýšení tonu a výrazné omezení rozsahu pohybu, rozvoj kontraktur, problémy s přesunem, sezením, často porucha kožního krytu) (Ehler E. et al., 2009, Bohannon R. et al., 1987).

4.4 Mini - Mental State Examination

MMSE je jedna z nejpoužívanějších metod k orientačnímu zjištění kognitivních funkcí a k záchytu demence s určením míry postižení.

Orientační hodnocení (závisí také na vzdělání, věku, případně dalších okolnostech) (Folstein M. et al., 1975)

27-30 bodů	bez poruchy kognitivních funkcí
25-26 bodů	hraniční nález, doporučeno další sledování pacienta, u pacienta nad 75 let nebo s méně než 8 lety školní docházky jsou tyto hodnoty ještě v normě

18-24 bodů	lehká demence
6-17 bodů	středně těžká demence
< 6 bodů	těžká demence

Tabulka 2. Bodová škála MMSE

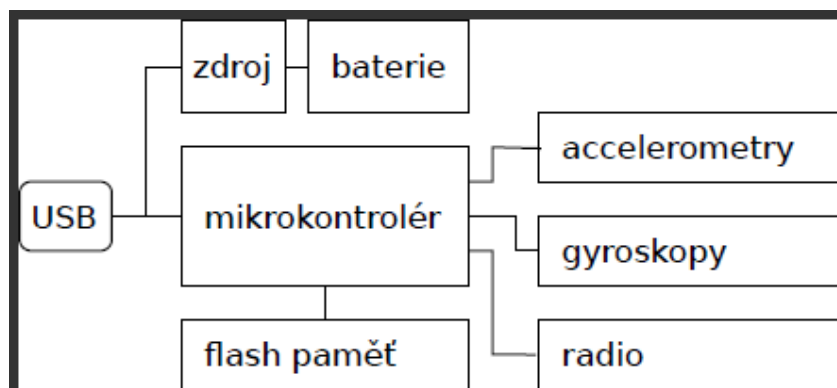
V České republice je testování podmínkou k předpisu kognitiv z prostředků všeobecného zdravotního pojištění.

Pacienti s psychickou, mentální, kognitivní a fatickou poruchou musí být vyšetřeni klinickým psychologem, resp. klinickým logopedem. Pacienti s dysfagií musí být vyšetřeni otorhinolaryngologem.

4.5 Inerciální senzory – náramky

Rehabilitační multidisciplinární tým KRL 1. LF UK a VFN v Praze spolupracoval od března 2010 do března 2011 s firmou Princip a.s. na projektu Všeobecné zdravotní pojišťovny „Sekundární prevence u pacientů po poškození mozku s využitím náramků pro monitoring pohybu a terapeutické kostky“.

Od začátku projektu se klinické práce i vývoje prototypu měřícího zařízení (náramku) účastnil rehabilitační tým (lékařka, fyzioterapeutka, ergoterapeutka). Firma Princip a.s. navrhla a sestrojila pro projekt inerciální jednotku, která obsahuje tříosý senzor translačního zrychlení (akcelerometry) a tříosý senzor úhlové rychlosti (gyroskopy).



Obrázek 7. Schéma inerciální jednotky

Firma Princip a.s., <http://www.princip.cz/cz>, © 2007

Vlastní vývoj WMS (*Wrist Motion Sensor*) senzoru probíhal 2 roky (2010-2011), přičemž se měnily parametry (váha, tvar, způsob připevnění náramku) podle klinických požadavků lékaře a terapeutů KRL.

K samotnému měření postačily inerciální senzory uložené společně s dalšími součástkami do speciálně navržených schránek připevněných pomocí suchého zipu na zápěstí, čímž vznikl náramek.

Vlastní sensor pro detekci pohybů má po postupných změnách, úpravách, které trvaly téměř 3 roky, podobu malého přenosného bateriového zařízení ve tvaru hodinek, které lze připevnit např. na zápěstí, loket, kotník a jehož základem je algoritmus k vyhodnocení pohybů. Sensor je navržen tak, aby monitoroval pohyby obou horních končetin pacienta na začátku rehabilitačního procesu na KRL a následně při ukončení terapií. Sensor je schopen monitorovat pohyb paretické ruky nejen v průběhu terapií, ale především v době, kdy pacient není pod přímým dohledem ošetřujícího lékaře či terapeutů. Naměřená data popisující aktivitu HK a jsou později odborníky analyzována.

Výzkum a vývoj senzorů probíhal formou pravidelných pracovních schůzek (brainstormingů), kterých se účastnili zástupci jednotlivých odborností rehabilitačního multidisciplinárního týmu KRL a členové technického týmu firmy Princip a.s. s frekvencí 1x měsíčně.

Zkušební měření proběhlo na skupině vybraných 20 zdravých probandů.

Cílem měření u skupiny zdravých jedinců, bylo získat údaje o aktivním pohybu zdravé paže a potlačit vliv pohybu celého těla (Rand D. et al., 2009). Pro účely tohoto měření byl implementován algoritmus, který je schopen rozpoznat podobný pohyb senzoru na horních končetinách a referenčního senzoru (upevněného na těle), což umožňuje tento významný artefakt účinně potlačit.

Na základě poznatků získaných ze zkušebního měření 20 zdravých osob byla navržena kritéria (vstupní a výstupní) pro výběr pacientů po poškození mozku. Bylo stanoveno sledované kritérium celodenní pohybové aktivity. Dále se ukázalo, že při používání senzorů ke zjištění poruchy pohybového vzorce pomocí aktivity horních končetin jsou zásadním artefaktem pohyby způsobené pohybem celého těla. Samotná inerciální jednotka nemá možnost takový pohyb (např. chůzi, nebo jízdu autem, výtahem) odlišit od aktivního pohybu paže. Dalším důležitým poznatkem bylo, že gyroskop příliš zatěžoval baterii. Provedlo se tedy vypnutí gyroskopu pro zvýšení životnosti baterie.

Umístění měřící jednotky je pro každého pacienta identické bez ohledu na to, zda se jedná o

pravostrannou nebo levostrannou hemiparézu.



Obrázek 8. Umístění a vzhled náramků



Obrázek 9., 10. Umístění a vzhled senzorů

Senzory monitorují pohybový vzorec zdravé, ale i paretické horní končetiny. Výstupem z monitoringu jsou grafy, které ukazují, zda pacient zapojuje do běžných denních aktivit (ADL) horní postiženou končetinu. Rehabilitační lékař na základě funkčního vyšetření indikoval druh, formu a intenzitu zvolených aktivit. Terapeut (fyzioterapeut, ergoterapeut) na základě této indikace zajistil, v rámci terapie, u pacientů po poškození mozku provádění bimanuálních úchopů.

Detekční zařízení (senzory) mají dvě hlavní funkce.

První funkcí je detekce a rozpoznání předdefinovaných pohybů. V našem případě se jednalo o předepsanou skupinu pohybů nebo pouze o detekci aktivity jako takové. Senzor může informovat o správném pohybu uživatele pomocí světelných a zvukových signálů a může tak zaručit, že pohyby jsou vykonávány v minimálním předepsaném rozsahu. Do paměti senzoru se zároveň ukládají všechna naměřená data k pozdějšímu vyhodnocení a kontrole.

Druhou funkcí senzoru je periodické monitorování „kvality“ prováděných pohybů pacientů a jejich porovnávání. V daných časových intervalech lze pomocí algoritmů kvalitativně hodnotit například plynulost, rozsah a rychlost měřených pohybů HKK a tyto výsledky graficky zobrazit. Tato metoda může ukázat často minimální, ale pozitivní vývoj motorických funkčních schopností HKK, který je pro pacienta často velmi těžké zaznamenat, a tak jej nadále motivovat pro intenzivní spolupráci.

Vlastní senzor pro pohyb paže, WMS – wrist motion sensor, je prototyp navržený speciálně pro potřeby KRL na základě spolupráce multidisciplinárního rehabilitačního týmu pod vedením lékaře a počítačových expertů firmy Princip a.s. tak, aby byl náramek pro pacienta použitelný, aby pacient i přes svoji disabilitu byl s ním schopen manipulovat a neomezoval ho.

Základní technické parametry náramku jsou 51 x 34 x 15 mm, hmotnost 22 g. IS je schopen pracovat po inicializaci a plném nabití celých 5 dní (24 hodin denně). Vzorkovací frekvence náramků je 25 Hz. Funkci detektoru v náramku má tříosý akcelerometr.

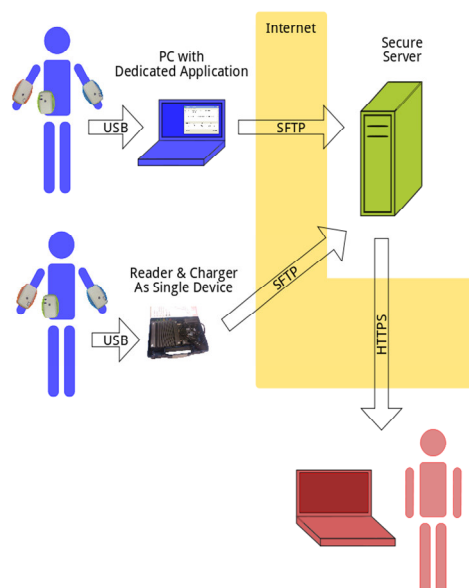
Kompletní sestava WMS senzorů je měřicí zařízení, které se skládá ze tří senzorů: left senzor na levou ruku, right senzor pro pravou ruku a body senzor umístěný na opasek pacienta.

Každá trojice má vlastní číslo, které brání záměně náramků, navíc je zde ještě barevné rozlišení, modrá barva pro náramek na LHK, červená na PHK, zelená barva pro bok, tělo.

Každý senzor je opatřen LED diodami (*Light-Emitting Diode* – dioda emitující světlo). Tyto LED diody informují o aktuálním stavu senzoru, resp. stavu paměti, stavu nabití baterie, event. poškození senzoru.

WMSAPP (Wrist Motion Sensor APplication software) – vlastní aplikační software pro WMS.

K dispozici bylo kritérium „aktivita na základě akcelerace“ a po prvních zkušebních měřeních se ukázalo, že musí být upraven algoritmus pro zjištění souhybu, a tedy využit jiný vyhodnocovací software. Náramky neukládají surová data, ale přepočítané rysy signálu.



Obrázek 11. Připojení senzorů

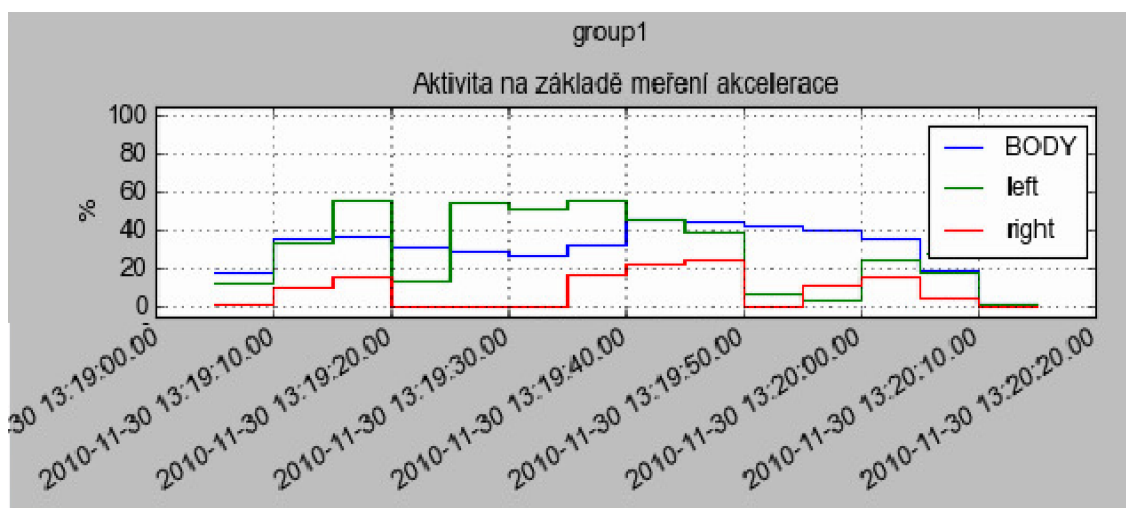
(Altman, J. et Bodlák I., 2012)

Zde popisované funkce jsou implementovány ve WMSAPP verzi 0.0.3.

Aplikace nabízí několik metod pro analýzu dat. Výstupem všech těchto metod je graf průběhu určitého kritéria v čase. Metody využívají nyní pouze jedno kritérium, a to kritérium detekce aktivity.

Kritérium **detekce aktivity** je založeno na měření translačního zrychlení. Na základě měření na krátkém časovém intervalu (1 s) je rozhodnuto, zda byl senzor v pohybu. Výsledkem je hodnota „ano“ či „ne“. Hodnota pro vykreslení do grafu je získána jako poměr výsledku „ano“ k poměru všech výsledků. Graf je vynášen v procentech.

Hodnota grafu říká, že v daném časovém okně byl senzor (respektive HK, na které byl připevněn) aktivní X procent času. Toto kritérium nereaguje na velikost nebo razanci pohybu. Např. při psaní na počítači může hodnota dosahovat i 80 %, ale při hraní tenisu může být díky prostojům mezi údery menší. Toto kritérium je vhodné pro detekci míry používání končetiny, pokud nevádí, že krátká a razantní aktivita zastíní dlouhodobé, jemnější aktivity. Možnou nevýhodou je citlivost na mimovolní repetitivní pohyby.



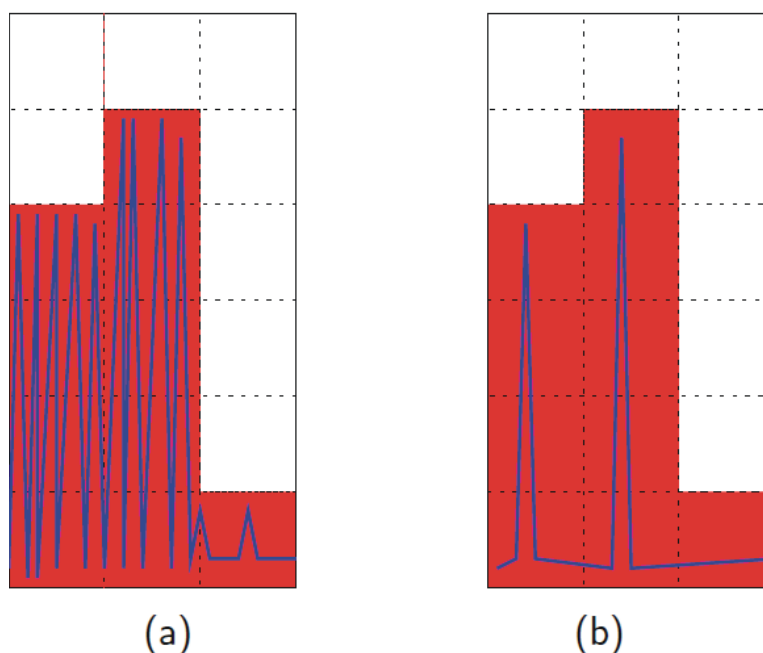
Graf 2. Zobrazení sledovaného parametru - aktivita na základě akcelerace

Popis grafu: LHK byla zdravá, neparetická, proband byl schopen LHK pohybovat proti pohybu těla. Pohyb PHK kopíroval téměř beze zbytku pohyb referenčního náramku umístěného na boku. Lze tedy i bez předchozí znalosti strany postižení předpokládat, že PHK má poruchu hybnosti, je paretická.

Kritérium detekce aktivity je nabízeno vždy ve dvou variantách lišících se délkou časového okna použitého pro vykreslování grafu. Aplikace nabízí tyto dvě funkce pro zpracování naměřených dat, a to detekce aktivity 1 (okno 10 s) a detekce aktivity 2 (okno 60 s).

Dané kritérium (detekce aktivity) pracuje také s krátkými vyhodnocovacími okny (1 až 3 s). Do grafu jsou ale vynášeny hodnoty, které jsou získány jako průměry aktivit 1, 2 tedy v delších oknech.

Krátká okna jsou vhodná pro prohlížení krátkých dat i detailu dat dlouhých oken. Zpracování pomocí delšího okna umožňuje získat lepší přehled o chování signálu v delším časovém úseku. Při prohlížení grafu o mnoha bodech na obrazovce dochází ke zkreslení způsobenému omezeným rozlišením obrazovky. Pokud jeden sloupec na obrazovce odpovídá více oknům grafu, není možné, zjednodušeně řečeno rozlišit, zda graf nabýval zobrazovaných hodnot často, nebo jen výjimečně (Altman, J. et Bodlák I., 2012).



Graf 3. Zkreslení zobrazovaného grafu na obrazovce

Zjednodušeně zobrazeny jsou detaily obrazovky (a) a (b). Obrazovka je schopna rozsvěcet pouze celé pixely (čtverce oddělené na obrázku tečnovanou čarou). Z tohoto důvodu mohou být dva zcela rozdílné grafy (detaily jsou v grafu zobrazeny modře) zobrazeny stejně (rozsvícené viditelné pixely obrazovky jsou zobrazeny červeně).

Byla hodnocena celodenní pohybová aktivita horních končetin na začátku a na konci pobytu v denním stacionáři. Pacienti prováděli soubor sestavených pohybů simulujících běžné denní aktivity podle přiloženého manuálu (celkem 4 různé aktivity – zvedání paží, pití z láhve, supinace - pronace, nalévání vody z láhve do hrnku). Pohyby se měly provádět 3x denně po dobu 10 min, z toho alespoň 1x denně za kontroly, dohledu terapeuta (lékaře, ergoterapeuta nebo fyzioterapeuta).

Každý pohyb ze sestaveného seznamu měl vykonávat pacient s počtem opakování 10x (celkově tedy 40x). Případné potíže s prováděním sestavených aktivit se zaznamenávaly do připravené tabulky, záznam prováděl osobně pacient nebo terapeut. Do zápisového archu se uvedl datum, čas a typ prováděné aktivity.

Byl vytvořen jednoduchý manuál obsahující základní informace o studii, o inerciálních jednotkách a jejich použití, graficky zpracovaný návod k provádění vybraných pohybových aktivit. Každý pacient obdržel zvláštní formulář pro časový záznam prováděných pohybů (viz příloha č. 13 str. 118).

4.6 Funkční míra nezávislosti (FIM – Functional Independence Measures)

Tento test je určen pro hodnocení toho, co osoba s disabilitou opravdu vykonala bez zřetele na to, co by byla schopna provést za odlišných podmínek. FIM hodnotí spíše výkon (provedení) než kapacitu (schopnost, výkonnost).

FIM test, který je standardizovaným hodnocením disability, byl vytvořen v roce 1986 v USA (Hamilton B.B. et al., 1991).

FIM je pro svoji přesnost vhodný jako standard v programech vyšetření, pro sledování průběhu terapie a pro argumentaci terapeutických postupů.

Předností FIM testu je proti jiným testům to, že současně hodnotí schopnosti lokomoce a aktivity denního života s funkcemi kognitivními. Je praktický pro klinické využití od přijetí pacienta přes kontrolní měření až ke stanovení dlouhodobých rehabilitačních cílů. Při použití při výzkumu umožňuje matematické zpracování. Údaje získané pomocí FIM mají jasnou, definovanou terminologii. FIM je dobře použitelný v klinické praxi jako standard dokumentace ergoterapeutů, kteří nejčastěji FIM používají (Švestková O. et Pfeiffer J., 2009, Koubková D., 2009).

FIM obsahuje 18 položek rozdělených do 6 kategorií, kterými jsou osobní hygiena, kontrola sfinkterů, přesuny, lokomoce, komunikace a sociální schopnosti.

Třináct položek definuje disabilitu v oblasti motorických funkcí a pět položek určuje disabilitu v oblasti kognitivních funkcí.

FIM rozlišuje dvě funkční úrovně, při kterých vykonání činnosti nevyžaduje asistenci, a pět úrovní, kdy je asistence druhé osoby zapotřebí.

Na nejvyšší úrovni, úplná nezávislost (7 bodů), osoba provede příslušné činnosti bezpečně, v přiměřeném čase a bez použití kompenzačních pomůcek či asistence druhé osoby. Při modifikované nezávislosti (6 bodů) osoba vykoná činnost s využitím kompenzační pomůcky, za delší čas než je běžné nebo je činnost provedena s nejistotou.

Skóre pro každou z osmnácti položek je možné sečíst a získaný výsledek je označován jako celkový FIM. Celkové rozpětí skóre je 18 až 126 bodů (počet 18 položek se násobí 7bodovou škálou). Počet bodů za 13 položek hodnotících motorické položky je **91**, počet bodů hodnotících 5 kognitivních položek je **35**.

Celkové bodové skóre za všechny položky FIM testu je **126** bodů a představuje nejvyšší

stupeň nezávislosti (Vaňásková E., 2004).

Klasifikace ve FIM testu používá 7 bodovou hodnotící škálu (7 – úplná nezávislost, 6 – modifikovaná nezávislost, 5 – dohled, 4 – minimální asistence, 3 – mírná asistence, 2 – maximální závislost, 1 – celková závislost). Doba administrace testu je 40 minut.

Ú	7 Úplná nezávislost	NEVYŽADUJE ASISTENCI		
R	6 Modifikovaná nezávislost (kompenzační pomůcky)	NEVYŽADUJE ASISTENCI		
O	Modifikovaná závislost	VYŽADUJE ASISTENCI		
V	5 Supervize (dohled)	VYŽADUJE ASISTENCI		
N	4 Minimální asistence (klient = 75%+)	VYŽADUJE ASISTENCI		
Ě	3 Mírná asistence (klient = 50%+)	VYŽADUJE ASISTENCI		
	Úplná závislost	VYŽADUJE ASISTENCI		
	2 Maximální závislost (klient = 25%+)	VYŽADUJE ASISTENCI		
	1 Celková závislost (klient = 0%+)	VYŽADUJE ASISTENCI		
		Příjem	Propuštění	Následná péče
Osobní hygiena				
	A. Příjem jídla	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	B. Osobní hygiena	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	C. Koupání	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	D. Oblékání – horní polovina těla	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	E. Oblékání – dolní polovina těla	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	F. Použití WC	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Kontrola sfinkterů				
	G. Kontrola močení, část I	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	část II	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	H. Kontrola vyprazdňování, část I	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	část II	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Přesuny				
	I. Postel, židle, vozík	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	J. Toaleta	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	K. Vana, sprchový kout	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lokomoce				
	L. Chůze/Jízda na vozíku	w c <input type="text"/>	w c <input type="text"/>	w c <input type="text"/>
	M. Schody	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Komunikace				
	N. Rozumění	a v v n <input type="text"/>	a v v n <input type="text"/>	a v v n <input type="text"/>
	O. Expres (vyjadřování)	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Sociální schopnosti				
	P. Sociální interakce	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	Q. Řešení problémů	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	R. Paměť	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Celkově FIM				
		<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Copyright © 1993 Uniform Data System for Medical Rehabilitation

Tabulka 3. Zobrazení položek FIM testu ve formě tabulky

4.7 Jebsen-Taylorův test (JT test)

Jebsen-Taylorův standardizovaný test vznikl v USA, jeho autorem je Dr. Jebsen-Taylor (JT). Test byl v roce 1969 standardizován pro americkou populaci ve věkovém rozmezí 20–94 let (Jebsen R.H. et al., 1969). V roce 1982 byl test adaptován a standardizován pro australskou populaci v metropolitní oblasti Brisbane ve věkovém rozmezí 16–90 let (Agnew P. et Maas F., 1982). Test byl vytvořen tak, aby poskytl krátký a objektivní test funkcí ruky, které jsou běžně používané při všedních denních činnostech. Doba administrace je 30 minut (Jebsen R.H. et al., 1969).

Test se skládá ze 7 subtestů zaměřených na analýzu úchopové funkce ruky, Jedná se o uchopování a manipulaci s předměty různých tvarů, velikostí, povrchu i hmotnosti.

Diagnostickým kritériem je čas potřebný k dokončení každého subtestu. Výsledky dosažené během vlastního hodnocení určují stupeň funkční schopnosti ruky.

JT test zahrnuje sedm vybraných činností:

1. psaní
2. otáčení pěti karet
3. zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky
4. postavení čtyř hracích kamenů pro hru dáma na sebe
5. simulování jedení
6. zvednutí pěti prázdných plechovek na desku
7. zvednutí pěti plných plechovek na desku (Jebsen R.H. et al., 1969).

	První testování	Datum administrace	Druhé testování	Datum administrace
Subtest	Nedominantní končetina	Dominantní končetina	Nedominantní končetina	Dominantní končetina
Psaní				
Karty				
Drobné předměty				
Simulované jedení				
Hrací kameny				
Velké lehké předměty				

Velké těžké předměty				
-------------------------	--	--	--	--

Tabulka 4. Formulář pro záznam Jebsen-Taylorova testu standardizovaného pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin.

Jméno pacienta:

Dominantní končetina:

Jméno terapeuta:



Obrázek 12. Jebsen-Taylorův test

Stručný manuál a podrobné normy viz. příloha č. 1 str. 97.

4.8 Seznam vybraných aktivit

Seznam aktivit byl sestaven podle teoreticko-praktických principů Bobath konceptu s cílem simulace běžných denních aktivit, např. sebesycení.

Bylo vytvořeno několik variant prováděných pohybových aktivit (např. aktivita č. 1 a - b). Rehabilitační lékař provedl výběr konkrétních aktivit vzhledem k individuálním funkčním schopnostem pacientů účastnících se studie. Konkrétní určené aktivity prováděl pacient pod dohledem terapeuta (fyzioterapeuta, ergoterapeuta) nebo lékaře během pobytu v denním stacionáři KRL.

1. Zvedání paží

1a – zvedání paží v sedu, 1b – zvedání paží vleže

2. Pití z láhve

2a – pití z láhve jednou rukou, 2b – pití z láhve obouřuč

3. Návčik přetáčení předloktí a ruky (supinace - pronace)

3a – přetáčení postižené ruky samostatně

3b – přetáčení postižené ruky s dopomocí zdravé ruky – dlaň vzhůru

3c – přetáčení nemocné ruky s dopomocí zdravé ruky – dlaň dolů

3d – přetáčení předloktí a ruky obouřuč – ruce na stole

3e – přetáčení předloktí a ruky obouřuč – ruce nad stolem

4. Nalévání vody z láhve do hrnku

Fotografické zobrazení pohybů viz příloha č. 3 str. 99.

4.9 Analýza dat

Data byla získána měřením pomocí inerciální jednotky a následně byla zpracována v programu WMSAPP verze 0.0.3. Vyhodnocovaly se celodenní pohybové aktivity horní končetiny, nepostižené i paretické. Porovnávaly se naměřené hodnoty celodenní pohybové aktivity naměřené u 30 pacientů za první a čtvrtý týden měření. Data byla před zpracováním umístěna v programu Microsoft Excel, kam je lze exportovat, a následně byla testována pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu.

Pro posouzení první hypotézy se vyhodnocovala data získaná z měření inerciálního senzoru.

Pro posouzení druhé hypotézy se analyzovala data získaná aplikací FIM testu a JT testu.

Data získaná aplikací FIM testu a JT testu byla také zpracována v programu Microsoft Excel.

Data z obou testů byla testována pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu.

V případě FIM testu se všech 6 základních kategorií vyhodnocovalo zvlášť.

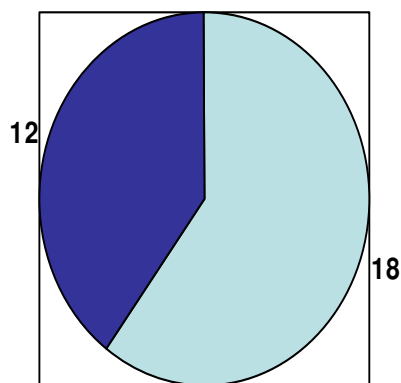
Porovnávaly se výsledky získané z aplikace obou testů při vstupním a poté při výstupním vyšetření po 4 týdnech pobytu v denním stacionáři.

5 Výsledky

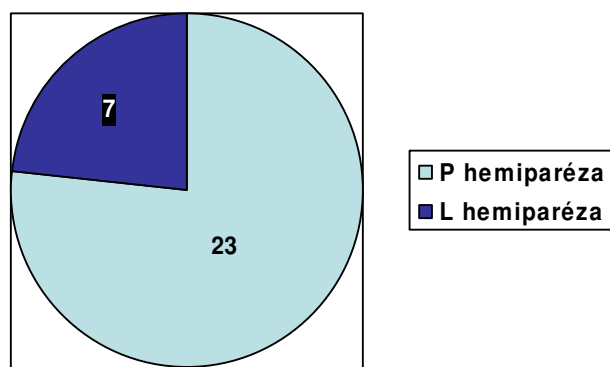
5.1 Struktura souboru pacientů

Výzkumný soubor se skládal ze 30 pacientů, průměrný věk pacientů byl 46,9 roku, směrodatná odchylka 18,2.

Minimální věk pacientů byl 18 let, maximální věk 71 let. Průměrná délka nemoci byla 6,9 roku, směrodatná odchylka 7,0. Minimální doba 0,5 roku a maximální doba 31 roků od vzniku onemocnění nebo úrazu.



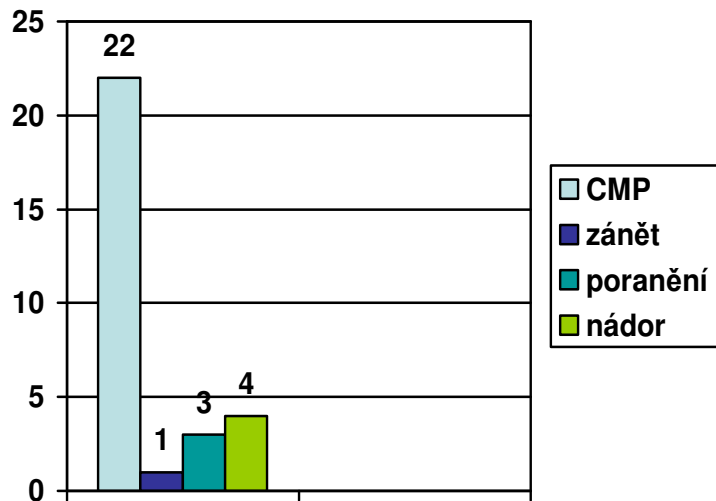
Graf 4. Pohlaví probandů



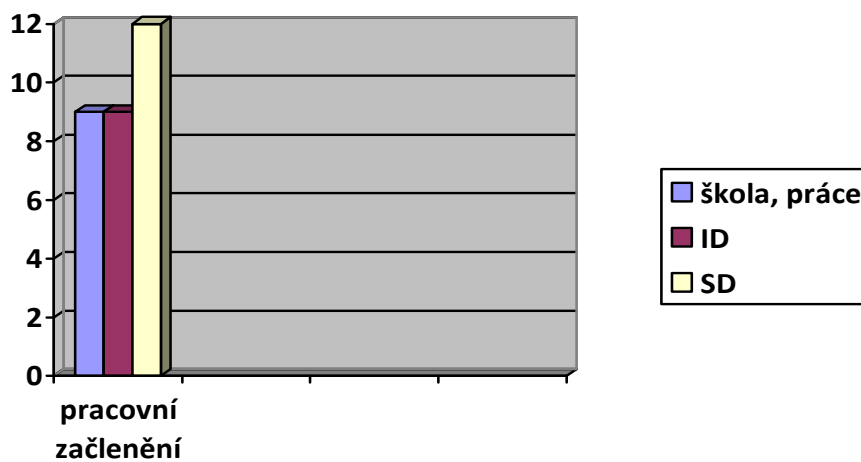
Graf 5. Typ postižení probandů



Graf 6. Dominance HK



Graf 7. Druh postižení mozku – etiologická dg



Graf 8. Pracovní začlenění

9 probandů – pracovně aktivní (škola, práce)

9 probandů – invalidní důchod (ID)

12 probandů – starobní důchod (SD)

5.2 Výsledky měření získané pomocí IS

Základní statistická charakteristika pro horní končetiny (HK) a výsledky neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry.

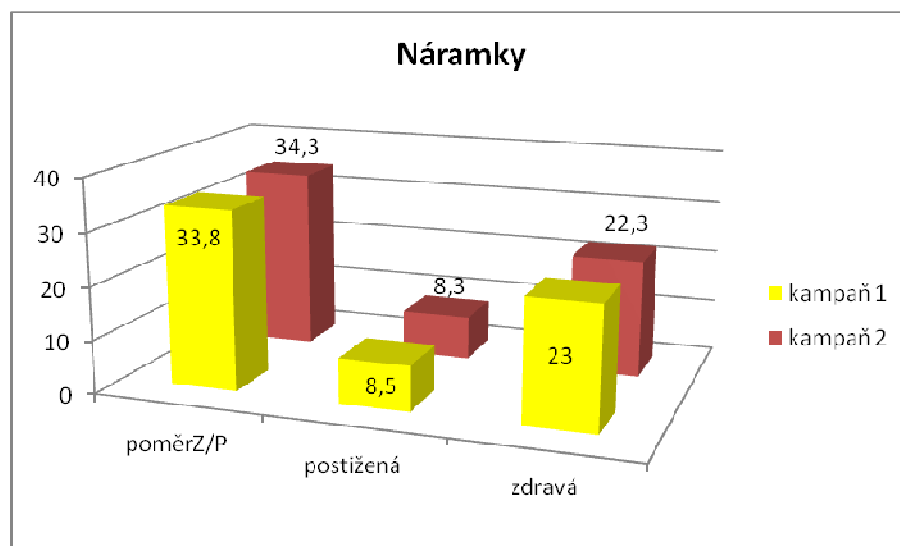
Hodnocený parametr je průměrná **celodenní pohybová aktivita** zdravé, neparetické a postižené, paretické HK.

Výsledky měření pomocí IS - WMS (Wrist Motion Sensor) – senzor pohybu paže byly zpracovány pomocí WMSAPP (Wrist Motion Sensor APPLication software - aplikační software pro WMS).

		průměr	n	směrodatná odchylna	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Poměr Z/P 1	33,8283	30	16,88626	-0,195	0,845
	Poměr Z/P 2	34,2707	30	18,62531		
Pár 2	postižená1	8,4573	30	5,85611	-0,463	0,644
	postižená2	8,2573	30	6,42148		
Pár 3	zdravá1	23,0440	30	10,01534	-0,051	0,959
	zdravá2	22,2987	30	9,76942		

Tabulka 5. Výsledky zpracované WMSAPP

Závěr: Pro žádný ze sledovaných ukazatelů se nepodařilo prokázat, že by se hodnoty kampaně 1 a kampaně 2 celodenní pohybové aktivity od sebe statisticky významně lišily na zvolené hladině významnosti 0,05.



Graf 9. Výsledky měření zaznamenané pomocí IS – forma grafu

Vysvětlivky: Z – zdravá, nepostižená HK, P – postižená, poměr Z/P – poměr zdravá / postižená HK

Kampaň 1 – měření celodenní pohybové aktivity vyjádřené v % a prováděné první týden pobytu v denním stacionáři (po - pá)

Kampaň 2 – měření celodenní pohybové aktivity vyjádřené v % a prováděné čtvrtý týden pobytu v denním stacionáři (po - pá)

5.3 Výsledky FIM testu (Funkční míra nezávislosti)

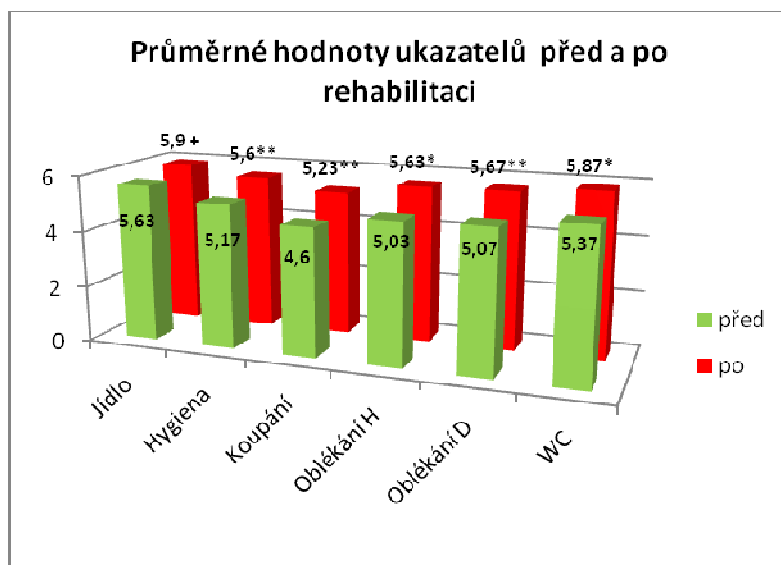
Výsledky byly získány aplikací FIM testu u 30 probandů při vstupním vyšetření a následné kontrole s časovým odstupem 4 týdnů.

5.3.1 Kategorie Osobní hygiena

Osobní hygiena		průměr	n	Směrovat.	TS	p
				odchylka	Wilcoxon	
Příjem jídla	Před	5,63	30	,928	-1,903	0,057
	Po	5,90	30	,759		
Osobní hygiena	Před	5,17	30	1,085	-2,739	0,006
	Po	5,60	30	,932		
Koupání	Před	4,60	30	1,673	-2,687	0,007
	Po	5,23	30	1,547		
Oblékání H poloviny těla	Před	5,03	30	1,691	-2,490	0,013
	Po	5,63	30	1,377		
Oblékání D poloviny těla	Před	5,07	30	1,701	-2,657	0,007
	Po	5,67	30	1,241		
Použití WC	Před	5,37	30	2,059	-2,410	0,016
	Po	5,87	30	1,776		

Tabulka 6 A. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.



Graf 10. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu

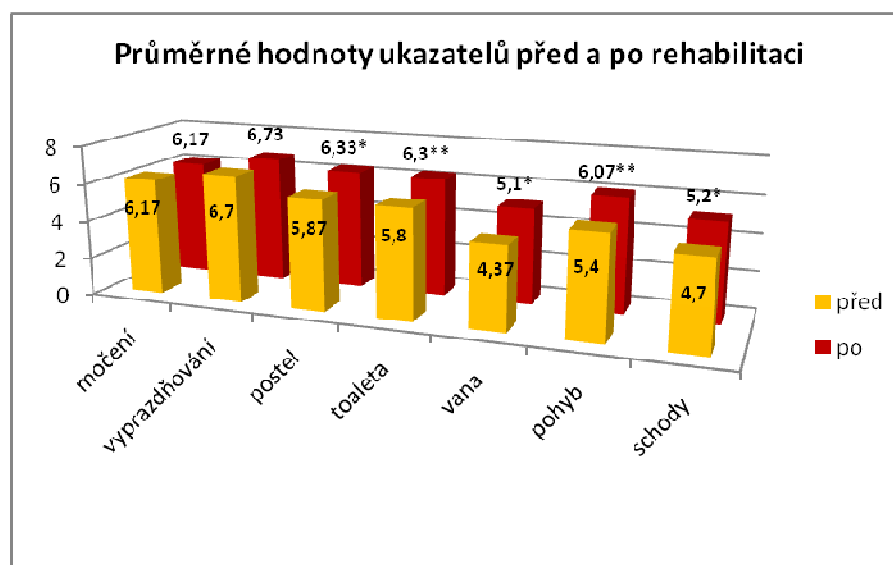
Závěr: Všechny ukazatele kategorie **Osobní hygiena** (kromě položky příjem jídla) se statisticky významně po rehabilitaci zvýšily na zvolené hladině významnosti 0,05. Pouze položka příjem jídla se zvýšila, ale pouze na hladině významnosti 0,1.

5.3.2 Kategorie Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce

Kontrola sfinkterů		průměr	n	Směrovat. odchylka	TS Wilcoxon	p
Kontrola močení	Před	6,17	30	1,895	0,000	1,000
	Po	6,17	30	1,895		
Kontrola vyprazdňování	Před	6,70	30	1,022	-0,272	0,785
	Po	6,73	30	,868		
Přesuny						
Postel, židle, vozík	Před	5,87	30	1,655	-2,558	0,011
	Po	6,33	30	,959		
Toaleta	Před	5,80	30	1,690	-2,913	0,004
	Po	6,30	30	1,236		
Vana sprchový kout	Před	4,37	30	1,903	-2,477	0,013
	Po	5,10	30	1,626		
Lokomoce						
Chůze / jízda na vozíku	Před	5,40	30	1,773	-2,809	0,005

	Po	6,07	30	1,112		
Schody	Před	4,70	30	2,215	-2,263	0,024
	Po	5,20	30	1,883		

Tabulka 7 B. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů
Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.



Graf 11. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci
Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

Závěr: Z výše uvedené tabulky je vidět, že se po rehabilitaci statisticky významně zlepšily, na zvolené hladině významnosti 0,05 položky z kategorie Přesuny a Lokomoce.

Nepodařilo se prokázat, že by rehabilitace statisticky významně ovlivnila kategorii Kontrola sfinkterů.

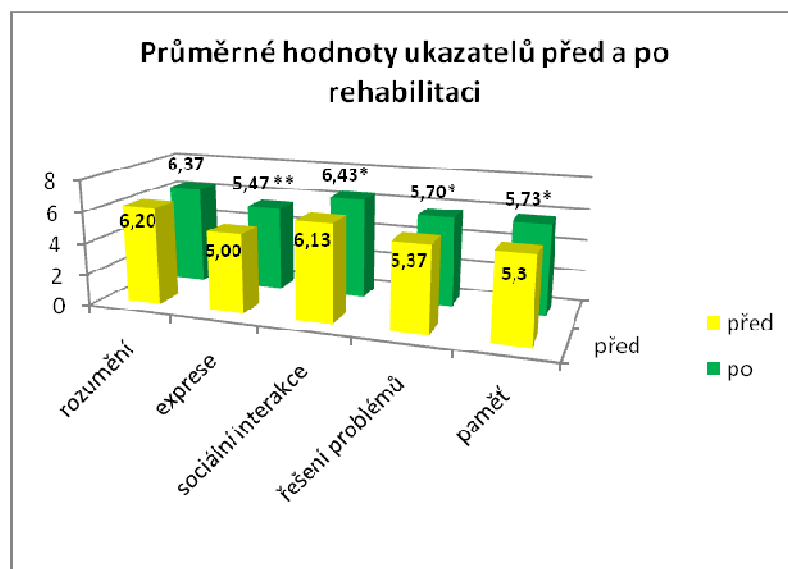
5.3.3 Kategorie Komunikace a Sociální schopnosti

Komunikace		průměr	n	Směrovat.	TS	p
				odchylka	Wilcoxon	
Rozumění	Před	6,20	30	1,095	-1,134	0,257
	Po	6,37	30	,964		
Exprese	Před	5,00	30	1,781	-2,565	0,010
	Po	5,47	30	1,613		
Sociální schopnosti						
Sociální interakce	Před	6,13	30	1,224	-2,081	0,037

	Po	6,43	30	,858		
Řešení problémů	Před	5,37	30	1,629	-2,060	0,039
	Po	5,70	30	1,418		
Paměť	Před	5,30	30	1,664	-2,232	0,026
	Po	5,73	30	1,437		

Tabulka 8 C. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.



Graf 12. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

Závěr: Všechny položky z kategorie **Sociální schopnosti** a položka exprese z kategorie **Komunikace** se statisticky významně po rehabilitaci zlepšily na zvolené hladině významnosti 0,05.

Nepodařilo se prokázat, že by se položku rozumění rehabilitací statisticky významně podařilo ovlivnit.

5.4 Výsledky Jebsen–Taylorova testu pro jemnou a hrubou motoriku

Výsledky byly získány aplikací JT testu u 30 probandů při vstupním vyšetření a následné výstupní kontrole s časovým odstupem 4 týdnů.

Byla testována zvláště motorika dominantní i nedominantní ruky; v případě, že proband úkol nezvládl, se daný výkon vůbec nehodnotil.

Testovalo se všech 30 osob společně a následně zvlášť 2 podsoubory podle toho, zda byla postižena ruka dominantní nebo nedominantní.

		průměr	n	směrodatná odchylka	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Npsaní1	80,52	23	34,764	-1,354	0,176
	Npsaní2	75,57	23	31,777		
Pár 2	Dpsaní1	55,25	16	48,760	-2,203	0,028
	Dpsaní2	48,63	16	48,008		
Pár 3	Nkarty1	14,32	25	10,152	-1,166	0,244
	Nkarty2	13,64	25	9,869		
Pár 4	Dkarty1	22,89	18	25,228	-0,905	0,366
	Dkarty2	36,17	18	68,360		
Pár 5	Ndp1	22,00	22	51,988	-0,656	0,512
	Ndp2	21,55	22	47,961		
Pár 6	Ddp1	43,00	18	51,118	-1,926	0,054
	Ddp2	40,56	18	49,251		
Pár 7	Nsj1	20,33	24	15,009	-0,131	0,896
	Nsj2	20,67	24	17,591		
Pár 8	Dsj1	80,44	18	124,855	-2,127	0,033
	Dsj2	53,61	18	71,961		
Pár 9	Nhk1	33,76	25	68,401	-0,225	0,822
	Nhk2	43,84	25	100,765		
Pár 10	Dhk1	45,83	18	70,296	-0,689	0,491
	Dhk2	57,89	18	101,625		
Pár 11	Nvlp1	8,83	23	10,152	-0,706	0,480
	Nvlp2	8,39	23	9,375		
Pár 12	Dvlp1	34,22	18	69,158	-0,420	0,675
	Dvlp2	34,28	18	64,660		
Pár 13	Nvtp1	7,41	22	4,553	-0,762	0,446
	Nvtp2	7,14	22	4,335		
Pár 14	Dvtp1	13,93	15	18,390	-0,862	0,389
	Dvtp2	12,67	15	14,534		

Tabulka 9. Celý soubor: Základní statistická charakteristika

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry.

Vysvětlivky: N – nedominantní, D – dominantní, 1 – na začátku, 2 – po 4 týdnech, dp – drobné předměty, sj – simulované jedení, hk – hrací kameny, vlp – velmi lehké předměty, vtp

– velmi těžké předměty

Závěr: Po 4 týdnech se statisticky významně na zvolené hladině významnosti 0,05 zkrátila doba potřebná pro **psaní a simulované jedení prováděné dominantní rukou**.

Zkrátila se i doba potřebná pro manipulaci s **drobnými předměty** prováděná dominantní rukou, ale na hladině významnosti 0,1.

		průměr	n	směrodatná odchylka	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Npsaní1	75,33	3	43,730	0,000	1,000
	Npsaní2	71,00	3	33,407		
Pár 2	Dpsaní1	32,70	10	25,992	-1,620	0,105
	Dpsaní2	29,30	10	21,276		
Pár 3	Nkarty1	28,80	5	10,426	-0,680	0,496
	Nkarty2	28,00	5	10,794		
Pár 4	Dkarty1	15,10	10	24,848	-0,299	0,765
	Dkarty2	41,80	10	90,870		
Pár 5	Ndp1	140,50	2	159,099	-0,447	0,655
	Ndp2	138,00	2	131,522		
Pár 6	Ddp1	19,10	10	21,804	-1,328	0,184
	Ddp2	16,20	10	15,662		
Pár 7	Nsj1	48,75	4	16,029	-1,826	0,068
	Nsj2	54,25	4	16,761		
Pár 8	Dsj1	76,10	10	151,493	-1,134	0,257
	Dsj2	54,30	10	94,063		
Pár 9	Nhk1	140,00	5	101,811	-0,405	0,686
	Nhk2	190,40	5	165,130		
Pár 10	Dhk1	17,70	10	36,019	-1,449	0,147
	Dhk2	19,20	10	38,981		
Pár 11	Nvlp1	30,00	3	17,349	-1,069	0,285
	Nvlp2	27,67	3	16,503		
Pár 12	Dvlp1	8,00	10	6,650	-0,734	0,463
	Dvlp2	6,90	10	3,281		
Pár 13	Nvtp1	16,50	2	7,778	-0,447	0,655
	Nvtp2	16,00	2	5,657		
Pár 14	Dvtp1	7,40	10	4,812	-1,134	0,257
	Dvtp2	7,70	10	4,596		

Tabulka 10. Postižená nedominantní HK: Základní statistická charakteristika

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry.

Závěr: Po 4 týdnech rehabilitace se na zvolené hladině významnosti 0,05 nepodařilo prokázat, že by se statisticky významně zkrátil čas v podsouboru osob s postiženou nedominantní rukou, pouze se prodloužil čas potřebný pro **simulované jedení u postižené nedominantní ruky**, ale pouze na hladině významnosti 0,1, malý počet probandů.

		průměr	n	směrodatná odchylka	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Npsaní1	81,30	20	34,542	-1,457	0,145
	Npsaní2	76,25	20	32,373		
Pár 2	Dpsaní1	92,83	6	56,609	-1,363	0,173
	Dpsaní2	80,83	6	64,092		
Pár 3	Nkarty1	10,70	20	6,191	-0,994	0,320
	Nkarty2	10,05	20	5,539		
Pár 4	Dkarty1	32,63	8	23,597	-1,479	0,139
	Dkarty2	29,13	8	25,108		
Pár 5	Ndp1	10,15	20	5,393	-0,775	0,439
	Ndp2	9,90	20	7,853		
Pár 6	Ddp1	72,88	8	62,440	-1,183	0,237
	Ddp2	71,00	8	60,571		
Pár 7	Nsj1	14,65	20	5,304	-1,142	0,253
	Nsj2	13,95	20	6,732		
Pár 8	Dsj1	85,88	8	91,053	-1,540	0,123
	Dsj2	52,75	8	34,623		
Pár 9	Nhk1	7,20	20	3,861	0,000	1,000
	Nhk2	7,20	20	4,396		
Pár 10	Dhk1	81,00	8	88,255	-0,140	0,889
	Dhk2	106,25	8	135,338		
Pár 11	Nvlp1	5,65	20	2,498	-0,139	0,889
	Nvlp2	5,50	20	2,373		
Pár 12	Dvlp1	67,00	8	96,687	0,000	1,000
	Dvlp2	68,50	8	87,924		
Pár 13	Nvtp1	6,50	20	3,187	-0,632	0,528
	Nvtp2	6,25	20	3,160		
Pár 14	Dvtp1	27,00	5	28,487	-1,841	0,066
	Dvtp2	22,60	5	22,512		

Tabulka 11. Postižená dominantní HK: Základní statistická charakteristika
Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry.

Závěr: Po 4 týdnech rehabilitace se na zvolené hladině významnosti 0,05 nepodařilo prokázat, že by se statisticky významně zkrátil čas v podsouboru osob s **postiženou dominantní rukou**, pouze se zkrátil čas potřebný pro manipulaci s velmi těžkými předměty u postižené dominantní ruky, ale jen na hladině významnosti 0,1, malý počet probandů.

6 Diskuse

Hypotéza 1 byla potvrzena. Poruchu pohybového vzorce horní končetiny u pacientů po poškození mozku lze objektivně stanovit. Porucha pohybového vzorce způsobila u pacientů po poškození mozku závažné postižení funkčních motorických schopností paretické horní končetiny, které mají negativní dopad na celkovou soběstačnost pacientů.

Stanovený cíl, kterým bylo prokázat využitelnost IS pro objektivní monitoring poruchy pohybového vzoru HK u pacientů po poškození mozku, byl splněn. IS je vhodným prostředkem pro sledování celodenní pohybové aktivity horní končetiny.

Hypotéza 2 byla rovněž potvrzena. Intenzivní individuální multidisciplinární rehabilitace způsobí kvalitativní i kvantitativní změny pohybového vzorce HK. Náš výzkum prokázal, že i minimální pozitivní změny v kvalitě i kvantitě prováděných pohybů mají výrazný vliv na celkový funkční stav pacientů, provádění běžných denních aktivit a možnost nezávislého plnohodnotného života v domácím prostředí.

Stanovený cíl, kterým bylo prokázat, zda lze využít pro posouzení změn v pohybovém vzorci HK po intenzivní individuální multidisciplinární rehabilitaci u pacientů po poškození mozku FIM test a Jebsen-Taylorův test, byl splněn. Oba vybrané testy jsou vhodné pro zachycení kvantitativních a kvalitativních změn v pohybovém vzorci HK, které způsobí rehabilitační intervence za 4 týdny pobytu ve specializovaném denním stacionáři pro pacienty po poškození mozku. Jak uvádí klinici (Vaňásková E., 2004, Hadraba I., 2006), oba aplikované testy patří mezi standardizované funkční testy, které jsou prakticky použitelné u pacientů po poškození mozku. Časová náročnost na aplikaci i následné vyhodnocení testů (FIM i JT test) je přiměřená a oba jsou relativně finančně dostupné.

FIM test má širší záběr, zachycuje změny pohybového vzorce HK ve vztahu k funkční nezávislosti. Tento standardizovaný test současně hodnotí motoriku nejen horní končetiny (13 položek, ale i dolní končetiny v rámci vykonávání aktivit běžného denního života.

JT standardizovaný test byl vybrán do studie, protože zajistí analýzu úchopové funkce ruky. Test je zaměřen na hrubou a jemnou motoriku HK.

Moderní klinické výzkumy v oblasti neurorehabilitace potvrzují, že čím je poškození mozku těžšího stupně, tím výraznější jsou dlouhodobé funkční následky, které se promítají do všech oblastí lidského života. Jedná se o postižení v oblasti motoriky (pohybového vzorce), v oblasti fatických a kognitivních funkcí, smyslového vnímání, chování a emocí a na úrovni společenské (Angerová Y. et al., 2010).

Nelze než souhlasit s poznatky odborníků, kteří pracují s pacienty po poškození mozku, že pro posouzení funkčních změn v biopsychosenzomotorickém potenciálu je nezbytné aplikovat objektivní standardizovaná funkční vyšetření (vstupní, výstupní a kontrolní). Tyto funkční nástroje jsou nepostradatelné pro stanovení funkční diagnózy, k posouzení funkčního stavu (zlepšení pohybu paretické horní končetiny) a samozřejmě k vyjádření prognózy (Goljar N. et al., 2010, 2011, Švestková O., 2011).

Jak se prokázalo u vybraného vzorku našich pacientů, způsobuje poškození mozku bez ohledu na přesnou etiologii (CMP, poranění mozku, zánět mozku, mozkový nádor) funkční poškození různého rozsahu. Najít pacienty, kteří mají zcela identické funkční postižení, není možné. Pokud ale mají pacienti velké spektrum různých funkčních obtíží, provádějí se srovnávací studie velmi obtížně, jak potvrzují závěry odborníků (Lippertová-Gruenerová M. et al., 2006).

Vstupní kritéria pro výběr našeho vzorku pacientů po poškození mozku zohlednila zejména výskyt poruchy pohybového vzorce (kvalitativní, kvantitativní) v oblasti horní končetiny. Všechny 30 vybraných pacientů s centrální hemiparézou se zúčastnilo výzkumu a výzkum bez výraznějších problémů dokončili. Získané výsledky bylo možno statisticky zpracovat, žádná data nemusela být dodatečně ze studie odstraněna.

Nutným předpokladem pro možnou účast pacienta ve studii se stalo vstupní psychologické a logopedické vyšetření. Bylo nezbytné, aby pacienti rozuměli instrukcím a byli schopni komunikace.

Pro délku trvání onemocnění, dobu od úrazu, byla zvolena minimální hranice 6 měsíců, maximální hranice nebyla stanovena, a to úmyslně, protože, jak uvádí zahraniční odborníci (Goljar N. et al., 2010, Laxe S. et al., 2011, Zasler N.D., 2007), se ukazuje jako důležitější sledovat kritérium pozitivního vývoje funkčního potenciálu pacientů. Do studie byli tedy zahrnuti i pacienti, kteří byli postiženi již v dětském věku, s dobou trvání onemocnění nad 10 let.

Z účasti na výzkumu byli vyloučeni pacienti se závažnou poruchou čítí (povrchového a

hlubokého). Z klinického výzkumu aplikovaného u pacientů po poškození mozku (Lippert-Gruener M. et Angerova Y., 2012) vyplývá, že při těžké poruše cití musí pacienti každý pohyb i pohybovou sekvenci sledovat zrakem a dochází k časnému nástupu únavy. Pacientům nevyhovuje přítomnost senzoru na zápěstí, protože ho necítí vůbec nebo minimálně. Jistě by bylo zajímavé při pokračování dalšího výzkumu s IS sestavit větší soubor těchto pacientů. Možnost zpětné vazby formou vizualizace získaných výsledků vynesných do barevných grafů by mohla přinést pacientům jiný pohled na jejich motorické postižení a ovlivnit jejich motivaci pro další spolupráci.

Na základě získaných výsledků lze zcela souhlasit s poznatky německých a slovinských kolegů (Lippertová-Gruenerová M., 2006, Raffelsieper B. et Rommel T., 2004, Burger H., 2009), že kvalita života úzce souvisí s možností a schopností pacientů pracovat. V případě našich pacientů je jich 30% zapojeno přímo do pracovního procesu nebo se připravuje na své budoucí povolání studiem, dalších 30% pacientů je v invalidním důchodu a 40% ve starobním důchodu.

Jednou z možností, jak objektivně stanovit poruchu pohybového vzorce, je využít vlastností IS (akcelerometru) pro detekci celodenní pohybové aktivity horní končetiny (Bodlák I., 2010).

Pro zachycení kvalitativních i kvantitativních změn pohybového vzorce u pacientů po poškození mozku byly vybrány dva testy, FIM test a JT test. Jak potvrzuje náš výzkum, je každý z testů zaměřen na jinou dominantní oblast poruchy pohybového vzorce, která se odráží ve funkčních schopnostech pacientů.

JT test, jak prokázal náš výzkum, se zaměřuje na hodnocení spíše kvalitativních změn pohybového vzorce HK, hrubé a jemné motoriky. Měří se čas, který je pro provedení daného úkolu potřeba (Jebsen R.H. et al., 1969).

FIM test, jak uvádí někteří autoři (Hamilton B.B. et al, 1991, Vaňásková E., 2004, Muelbacher et. al., 2002), je jedním z nejpoužívanějších funkčních testů v oblasti rehabilitace. FIM test hodnotí funkční míru nezávislosti v 6 položkách. Tyto položky pokrývají celé základní spektrum činností, při jejichž provádění lze vysledovat závažnost zejména kvantitativní změny pohybového vzorce HK.

6.1 Měření pomocí IS

Jako sledované kritérium pro stanovení poruchy pohybového vzorce horní končetiny u pacientů po poškození mozku byla zvolena celodenní pohybová aktivita HK. Pro detekci pohybu byl vybrán IS (akcelerometr). Jednalo se o pohybovou aktivitu zdravé i postižené HK a také poměr celodenní pohybové aktivity zdravé HK / postižené HK.

Získané výsledky neukázaly statisticky významné zlepšení ani zhoršení poruchy pohybového vzorce za 4 týdny pobytu ve specializovaném rehabilitačním denním stacionáři.

Celodenní aktivita je kritérium, které bylo snímáno od pondělí do pátku od 9:00 hodin ráno do 20:00 večer. Monitoring probíhal 11 hodin denně. Při takto intenzivním celodenním sledování hraje velmi podstatnou roli celková únava pacientů. Program denního stacionáře je fyzicky i psychicky velmi náročný a pacienti, podle svých slov, bývali večer hodně unaveni. Pobyt v denním stacionáři intenzivně aktivizuje celý neuromuskulární aparát, včetně CNS. I naše klinické zkušenosti potvrzují fakt, že, jak uvádí moderní neuropsychologie (Murray M. et al., 2008), je nezbytné nejen mozek aktivizovat, ale zároveň podpořit regeneračně-reparační mechanismy mozku dostatečným a vhodně zvoleným druhem relaxace. Pacienti musí relaxovat a odpočívat nejen v průběhu stacionáře, ale i v domácím prostředí. Mechanismy plasticity mozku mají široké rozpětí, ale repetitivní trénink, jak se potvrzuje (Kolář P. et al., 2009, Lippert-Gruenerová M., 2010), je výhodnější dávkovat v kratších intervalech (20 - 30 minut) s vyšší frekvencí (2 – 3x denně), aby organismus mohl regenerovat.

Svoji roli v získaných výsledcích jistě sehrál i fenomén adaptace, v tomto případě adaptace na zvyšující se fyzickou zátěž při každodenním náročném programu rehabilitačního stacionáře. Adaptace organismu na zátěž se dá objektivně prokázat pomocí zátěžové bicyklové ergometrie (Widimský J. et Lefflerová K., 2003), kdy se při zvyšování fyzické námahy snímá EKG záznam a průběžně se měří tepová frekvence a krevní tlak. Předmětem vědeckovýzkumného záměru by se mohlo stát vypracování standardizovaných postupů, podle kterých by bylo možné stanovit fyzickou zátěž a zhodnotit tělesnou zdatnost u pacientů po poškození mozku na základě zátěžové ergometrie. Výsledky z tohoto vyšetření by bylo optimální mít k dispozici před nástupem pacienta do intenzivního rehabilitačního procesu ambulantního typu. Místo nejčastěji používaného rotopedu lze použít běžecký pás, schůdky nebo u pacientů na vozíku rumpálovou ergometrii.

Souborné výsledky provedených neuropsychologických vyšetření (Kulišťák P., 2006) dokládají, že u osob po poškození mozku se musí počítat s různým stupněm narušení

motivačních procesů, i když nejsou závažně poškozeny přímo frontální laloky mozku. V rámci rehabilitační intervence je nezbytné pacientovi dodávat zevní motivátory. Tyto závěry potvrzuje i náš výzkum, kde se i jako motivační prvek zařadil seznam vybraných pohybů, které simulují běžné denní aktivity (viz příloha č. 3 str. 99-102). Výběr pohybů byl proveden tak, aby je pacient byl schopen bez pomoci provést. Byly vybrány konkrétní pohyby, které zvládne pacient s hemiparézou, s přihlédnutím k jeho aktuálnímu funkčnímu stavu. Vybrané pohyby se mohou provádět v různé poloze, se zapojením jedné nebo obou HK.

Další práce s motivací se odehrávala v rámci výzkumu na úrovni uvědomování si závažnosti poruchy pohybového vzorce, hybnosti HK. Pacienti si nejvíce uvědomovali stupeň funkčních schopností své paretické horní končetiny při znázornění výsledků měření ve formě barevného grafu (viz str. 50). Možnost zpětné vazby, feedbacku poskytla pacientovi, společně s lékařem a terapeutem, možnost detekovat i malé pozitivní změny v pohybovém vzoru, které by jinak pacient vůbec nezaznamenal. Náš výzkum potvrdil, jak se uvádí (Véle F., 2006), že i malé změny pohybového vzorce (kvalitativní, kvantitativní) mohou způsobit výrazné zlepšení celkových funkčních schopností.

V naší studii byla využita i forma tzv. negativní motivace představovaná stálou přítomností senzorů a z toho plynoucí obavy pacientů, že jsou stále pod dohledem lékaře a terapeutů. Z tohoto důvodu se někteří pacienti, jak sami uváděli, více snažili zapojovat paretickou HK do běžných denních činností. Na základě našich zkušeností lze souhlasit s označením IS jako virtuálního terapeuta (Altman J. et Bodlák I., 2012).

Při pokračování klinického výzkumu s IS by bylo vhodné zařadit nástroje hodnotící kvalitu života pacientů. I naše předchozí zkušenosti z účasti na evropské studii ukazují, že dotazníky WHODAS II (*World Health Organization Disability Assessment Schedule*) nebo SF - 36 (*Short - Form health survey with only 36 questions*) (WHO, 2009) pro subjektivní hodnocení kvality života pacientů mají vypovídající hodnotu i pro pacienty po poškození mozku. Získané informace pomohou doplnit celkový obraz o pacientovi, případně i vysvětlit některé okolnosti, které unikly lékařům nebo terapeutům.

Co by jistě zasluhovalo větší pozornost při dalším měření s IS, je opakovaná instruktáž členů rehabilitačního týmu, pacienta i jeho rodiny. Tyto naše zkušenosti se shodují s poznatky kolegů z jiných klinických pracovišť, kde se využívají akcelerometry (Muelbacher W. et al., 2002, Manns P., 2009). Analýzou výsledků se zjistilo, že pacienti často zaměňovali pravý a

levý senzor, spali se senzory na HK, nebo s nimi prováděli denní hygienu, při které byly senzory při kontaktu s vodou poškozeny. Od původního záměru detekovat pouze konkrétní vybrané pohybové aktivity (viz str. 51) bylo upuštěno. Pacienti nebyli schopni pohyby provádět v požadovaném počtu a kvalitě ve svém domácím prostředí, ale často ani pod dohledem terapeutů. Z tohoto důvodu tyto výsledky nebylo možné statisticky vyhodnotit.

Klinický výzkum, který byl proveden na Klinice rehabilitačního lékařství 1. LF UK u 30 pacientů v denním rehabilitačním stacionáři, dostatečně prokázal, že IS se může stát užitečným pomocníkem při rehabilitaci pacientů po poškození mozku. Výsledky nepřinesly důkaz o statisticky významném zlepšení poruchy pohybového vzorce, pohybové aktivity horních končetin po 4 týdnech pobytu v rehabilitačním stacionáři. Ukázalo se, že pro získání informací o konkrétních kvalitativních a kvantitativních změnách pohybového vzorce je nezbytné využít standardizované funkční testy, v našem případě FIM test a JT test.

6.2 Aplikace FIM testu

Test byl aplikován u 30 pacientů po poškození mozku při vstupním a následně výstupním vyšetření s časovým odstupem 4 týdnů při pobytu v denním rehabilitačním stacionáři.

Pro statistické zpracování získaných výsledků byl zvolen neparametrický Wilcoxonův párový test.

Data byla vyhodnocena a rozdělena podle 6 základních kategorií FIM testu. Základní kategorie jsou: Osobní hygiena, Přesuny, Lokomoce, Kontrola sfinkterů, Komunikace, Sociální schopnosti.

Z kategorie **Osobní hygiena** se statisticky významně zlepšily všechny položky (osobní hygiena, koupání, oblékání horní a dolní poloviny těla) s výjimkou položky příjem jídla.

Položka příjem jídla se zlepšila, ale na hladině významnosti 0,1. Jedním z možných vysvětlení je, že pacient sebesycení zvládá většinou s použitím lžice a zapojením pouze jedné, a to zdravé HK. Tyto naše zkušenosti potvrzují ergoterapeuti pracující s pacienty s hemiparézou, kteří tvrdí, že pacienti preferují při činnostech používání HK tu s lepší hybností, bez ohledu na dominanci HK (Jelínková J. et al., 2009, Koubková D., 2009). Z těchto důvodů se asi nedá očekávat, že by se pacient za 4 týdny pobytu v denním stacionáři výrazně zlepšil konkrétně v položce příjem jídla.

Všechny položky z kategorie **Přesuny a Lokomoce** se statisticky významně zlepšily. Na

základě tohoto zjištění lze souhlasit s tvrzením (Kolář P. et al., 2009), že u chronických pacientů nelze dopředu odhadnout, jaký bude další vývoj poruchy pohybového vzorce. Dále někteří autoři uvádí (Vaňásková E., 2004, Opavský R. et al., 2011), že většina přetrvávajících poruch pohybového vzorce je výsledkem nesprávně prováděné, pozdě zahájené a krátce aplikované rehabilitace. Možnost zlepšení kvalitativního a kvantitativního pohybového vzorce u chronických pacientů po poškození mozku potvrzují i zkušenosti terapeutů (DeJong G. et al., 2011), kteří dále uvádí, že terapii přesunů a lokomoce je věnována velká pozornost ve většině rehabilitačních zařízení již od zahájení rehabilitace. Jiná autorka (Pavlů D., 2003) uvádí, že k terapii motorického deficitu dochází často na úkor ostatních složek rehabilitace, zejména terapie kognitivních a fatických funkcí.

V kategorii **Kontrola sfinkterů** nedošlo k významnému zlepšení ani v jedné z položek kontrola močení a kontrola vyprazdňování. Tento výsledek může mít několik příčin. Při vstupním lékařském rehabilitačním vyšetření nemusí vždy pacient, většinou muž, poskytnout zdravotníkovi, často mladé ženě, kterou vidí poprvé v životě, detailní informace o močení a vyprazdňování. Jedná se o citlivé informace, které jsou pro pacienta velmi diskrétní a příliš osobní. Zdravotník z tohoto důvodu nepracuje s přesnými vstupními informacemi.

Další otázkou je výběr vhodné formy aplikace funkčních testů pro objektivní zhodnocení kontroly sfinkterů. Další výzkum ve spolupráci s urology a urogynekology by byl jistě žádoucí. Klíčovou rolí v ovlivnění svalů pánevního dna hraje časový faktor. Tento poznatek je v souladu s názorem některých rehabilitačních odborníků (Kolář P. et al., 2009). Rehabilitační terapeutická intervence v našem denním rehabilitačním stacionáři, která trvá po dobu 4 týdnů, probíhá tedy relativně krátkou dobu pro tuto specializovanou intervenci, jejíž ovládnutí navíc vyžaduje dlouholetou klinickou zkušenost a trpělivost.

Z kategorie **Komunikace** se na hladině významnosti 0,05 zlepšila položka exprese. Důvodem zlepšení právě exprese může být fakt, že během 4 týdenního pobytu v rehabilitačním stacionáři pacienti intenzivně komunikují nejen s terapeuti, ale i s ostatními pacienty a jejich rodinnými příslušníky. V rámci programu denního stacionáře naší kliniky se logoped intenzivně a individuálně věnuje každému pacientovi, který má dominantní problémy v oblasti fatických funkcí.

Z kategorie **Sociální schopnosti** se statisticky významně zlepšily všechny položky (sociální interakce, řešení problémů, paměť). Zlepšení v této kategorii dokládá význam specializované intenzivní kognitivní rehabilitace, která během stacionáře probíhá. Terapii v oblasti

kognitivních funkcí se věnují společně ergoterapeuti, kliničtí psychologové a speciální pedagogové. Neméně důležitý je fenomén socializace. Pacienti se vzájemně motivují přítomností dalších osob, které mají podobné životní osudy, řeší podobné problémy jako oni sami. Získané výsledky potvrzují smutný fakt o sociální izolaci osob s disabilitou, kterou popisují někteří rehabilitační odborníci (Švestková O. et Pfeiffer J., 2009, Murray M.M. et al., 2008). Překvapivá je skutečnost, že se pacienti často cítí osaměle i uprostřed své původní rodiny, protože mají pocit, že jim nikdo nerozumí a nechápe jejich problémy. Z tohoto důvodu je nezbytné, aby se terapií v rehabilitačním stacionáři, účastnila rodina jako plnohodnotný člen týmu, o tom svědčí i zkušenosti britských ergoterapeutů (Cameron J. et al., 2012).

6.3 Aplikace JT testu

Test byl aplikován u 30 pacientů po poškození mozku při vstupním a následně výstupním vyšetření s časovým odstupem 4 týdnů při pobytu v denním rehabilitačním stacionáři. Data byla vyhodnocena pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu.

Testové úkoly se hodnotí podle rychlosti provedení u 7 vybraných činností. Byla testována motorika dominantní a nedominantní horní končetiny zvlášť.

Ke zkrácení doby potřebné pro vykonání dané činnosti došlo pouze u psaní a simulovaného jedení prováděných dominantní rukou.

V případě obou souborů, **postižené dominantní HK i postižené nedominantní HK**, nedošlo ke statisticky významným změnám (na hladině významnosti 0.05) ani v jedné z činností. Doba potřebná pro danou činnost se tedy nezkrátila ani neprodloužila. Jak se zjistilo, nemělo žádnou statisticky výpovědní hodnotu rozdělovat celý soubor dat na tyto dvě podskupiny. Další výzkum, který by se zaměřil na vztah dominance postižené a nepostižené HK, by přinesl jistě zajímavé výsledky.

Za 4 týdny nedošlo ke zlepšení ani zhoršení v žádné ze 7 činností (psaní, karty, drobné předměty, simulované jedení, hrací kameny, manipulace s velkými lehkými předměty, s velkými těžkými předměty).

JT test detekuje poruchu pohybového vzorce pro jemnou a hrubou motoriku ruky, jejíž terapie vyžaduje delší dobu intenzivní terapie než 4 týdny. Terapie jemné a hrubé motoriky je komplikovaný proces, který, jak uvádí významný český protetik (Hadraba I., 2007), vyžaduje úzkou spolupráci ergoterapeuta, fyzioterapeuta a protetika. I naše zkušenosti potvrzují závěry

kliniků (Lippert-Gruener M., 2010), že je velmi výhodné při rehabilitační intervenci aplikovat terapii nuceného používání HK s poruchou pohybového vzorce (*constraint induced movement therapy*), která spočívá v aktivním zapojování paretické HK a záměrném omezování hybnosti zdravé HK.

Výsledky FIM testu a JT testu ukázaly, že i 4týdenní pobyt v denním stacionáři, s programem individuálně přizpůsobeným aktuálním potřebám pacienta, intenzivní a zajištěný rehabilitačním multidisciplinárním týmem, je dostatečně dlouhá doba na to, aby došlo ke kvantitativním a kvalitativním změnám pohybového vzorce.

Pacienti se zlepšili ve většině položek FIM testu a v některých položkách JT testu. Ze získaných výsledků vyplývá důležitý fakt, že i pacienti, kteří jsou v chronické fázi onemocnění se mohou zlepšovat a má smysl s nimi opakovaně a dlouhodobě pracovat. Ukázal se tak význam pravidelného provádění objektivních standardizovaných funkčních testů (FIM test, JT test) pro rozhodování o případném pokračování rehabilitačního procesu.

Nelze tedy souhlasit se závěry autorů (Manns, P.J., 2009, Cameron J. et al., 2012), kteří tvrdí, že hranice pro dosažení výraznějších změn ve funkčním potenciálu pacientů po poškození mozku je maximálně 1-2 roky. Jistě je ale možné souhlasit s tvrzením rehabilitačních odborníků (Kolář P. et al., 2009, Vaňásková E., 2004), kteří uvádí, že navzdory včasné zahájené, správně prováděné a dlouhodobě aplikované rehabilitace nelze často zcela přesně detekovat jaký bude dopad reziduálního neurologického postižení na funkční schopnosti konkrétních pacientů.

Dlouhodobým cílem rehabilitace je dosažení fyziologické normy, původních funkčních schopností pacientů. To často ale není možné, a lze pouze zmírnit funkční následky a optimálně se co nejvíce přiblížit k fyziologickému stavu. U lidí s těžkým postižením je nutné zajistit jim důstojný život.

7 Závěr

V 21. století se zásadně mění pohled společnosti na občany s disabilitou (s postižením). Ukazuje se, že stupeň postižení není roven stupni funkčních schopností. Často i osoba s velmi těžkou disabilitou může aktivně pracovat a být i nositelem Nobelovy ceny (prof. Stephen Hawking, který je pentaplegik, nekomunikující, na dýchacím přístroji, a je považován za nejlepšího současného astrofyzika).

Častý následek poškození mozku v oblasti motoriky je hemiparéza, která způsobuje disabilitu v oblasti pohybu. Schopnost funkčního pohybu horní končetiny je zásadní pro soběstačnost jedince, vykonávání běžných denních činností a nezávislý život v rodinném prostředí.

Výsledky tohoto klinického výzkumu dokládají, že lze významně ovlivnit pohybový vzorec horní končetiny a tím celkový funkční stav jedince, pokud je rehabilitační intervence včasná, intenzivní, multidisciplinární, kontinuální a dlouhodobá. Dále se ukázalo, že kvalitativní i kvantitativní změny v pohybovém vzorci lze objektivně posuzovat pomocí dvou vybraných funkčních diagnostických testů (FIM test, Jebsen-Taylor test).

Pomocí rehabilitačních přístupů se aktivizuje regenerační potenciál mozku, plasticita mozku a pozitivně se ovlivňují funkce mozku.

Za důležitý poznatek této práce lze jistě považovat zejména zjištění, že „rehabilitačního okna“, které, jak se někdy uvádí, je otevřeno maximálně po dobu 1-2 let od vzniku onemocnění nebo úrazu, je otevřeno po delší dobu a je velice individuální. Má tedy smysl s pacienty pracovat kontinuálně a dlouhodobě, dokud se jejich funkční potenciál vyvíjí, zlepšuje.

8 Souhrn

V České republice nejsou běžně v rámci rehabilitačního procesu používány objektivní nástroje ke sledování a hodnocení funkčních a strukturálních poruch horní končetiny.

Jedním z parametrů, který se v rehabilitaci obtížně sleduje a těžko objektivizuje pro svoji individuální variabilitu a trojrozměrnost, je pohyb, pohybové vzorce. Funkce horní končetiny je zásadní pro každodenní fungování, soběstačnost člověka a aktivizuje funkce mozku. Fyziologický pohybový vzorec HK je komplikovaný a je závislý na stabilitě trupu, funkci ramenního pletence, loketního kloubu a ruky, na její úchopové funkci.

V této klinické práci se vychází z patologicko-patofyziologických změn pohybového vzorce HK, které vznikají po poškození mozku, kdy dochází ke vzniku centrální parézy.

Výsledky práce potvrzují stanovené hypotézy, že pro objektivní stanovení poruchy pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku pomocí IS-akcelerometru je v klinickém prostředí možné a užitečné. Využití IS umožnilo navíc monitorovat pacienty i na dálku, v jejich domácím prostředí, a sledovat tak, jak intenzivní je jejich pohybová aktivita doma.

Možnost feedbacku při monitoringu pomocí IS má velký potenciál, který může přispět ke zkrácení doby hospitalizace, snížení počtu ambulantních terapií díky lepší spolupráci více motivovaných pacientů při dodržování doporučených zásad, intenzity a frekvenci cvičení.

Vybrané funkční standardizované testy (FIM test, Jebsen-Taylorův test) se ukázaly jako dostatečně senzitivní pro zachycení kvantitativních a kvalitativních změn v pohybovém vzorci po 4 týdenním pobytu v denním stacionáři.

Rehabilitační intervence na pracovištích, která pracují s pacienty s kombinovaným postižením, by měla být hrazena podle stupně postižení pacientů, v takovém rozsahu, aby byl zajištěn plnohodnotný rehabilitační program (materiální, věcné a personální vybavení) po dostatečně dlouhou dobu.

Budoucnost moderní rehabilitace založené na důkazech je v možnosti využívat nové technologie (např. virtuální realitu) a spolupráce členů rehabilitačního týmu s biomedicínskými inženýry, techniky a programátory.

Literatura

1. AGNEW, P., MAAS, F. An Interim Australian Version of the Jebsen Test of Hand Function. *The Australian Journal of Physiotherapy*. April 1982, vol. 28, no. 2, s. 23-24.
2. ALMANSA, J., et al. The International Classification of Functioning, disability and health (ICF): Quantitative measurement of Capacity and Performance. *Newsletter, WHO Family of International Classifications (FIC)*. 2008, vol. 6, no. 1, s. 5 – 7.
3. ALTMAN, J., BODLÁK I. Projekt: „HUMET“: Etapa: 5. *Vyhodnocení dat HUMET: Vyhodnocování pohybu postižené končetiny*, Dostupné z WWW: <<http://isle.princip.cz/download/humet/wms/doc/report/wrist-crit3-1.0.1.pdf>> [cit. 2012-8-25].
4. ANGEROVÁ, Y., et al. Neurorehabilitace. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2010, roč. 73, vol. 106, no. 2, s. 131-135.
5. BAMBERG, S. J., et al. *Gait analysis using a shoe – integrated wireless sensor systém stacy*. IEEE Transaction od information technology in biomedicine. 2008, vol. 12, no. 4, s. 413 – 423, Dostupné z WWW: <http://resenv.media.mit.edu/pubs/pápera/2008-07_ieee-titb_gaitshoe.pdf> [cit. 2010-2-1].
6. BAREŠ, M. Nové trendy v transkraniální magnetické stimulaci. *Neurologie pro praxi*. 2008, vol. 9 no. 2, s. 79–82.
7. BOHANNON, R., et al., Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy*. 1987, vol. 67, no. 2, s. 206-207.
8. BOYESON, M. G., JONES J. L., HARMON, R. L. Sparing of motor function after cortical injury. A new perspective on underlying mechanisms. *Archives of neurology*. 1994, vol. 51 no. 4, s. 405-414.
9. BURGER, H. Return to work after limb amputations. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2009, vol. 32, s. 72-72.

10. BUTEFISCH, C. M., et al. Mechanisms of use-dependent plasticity in the human motor cortex. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA*. 2000, vol. 97, no. 7, s. 3661–3665.
11. BUTEFISCH, C., et al. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *Journal of the Neurological Sciences*. 1995, vol. 130, s. 59-68.
12. BUTHEIN-BAUMANN B., HOLTHOFF V. A., JOBST R.. Functional imaging of vegetative state applying single photon emission tomography and positron emission tomography. *Neuropsychological Rehabilitation*. [online]. 2005, vol. 15 no. ¾, s. 276-282, Dostupné z WWW: <<http://web.ebscohost.com/ehost/pdf?vid=2&hid=13&sid=2308892a-fefb-4c55-931b-695266e3e9e0%40sessionmgr10>> [cit. 2010-12-5].
13. CAMERON, J. et al. Supporting workers with mental health problems to retain employment: Users' experiences of a UK job retention project. *Work-A Journal of Prevention Assessment & Rehabilitation*. 2012, vol. 42, no. 4, s. 461-471.
14. CULHANE, K. M., et al. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing*. November 2005, vol. 34, no. 6, s. 556–560.
15. CULHANE, K. M., et al. Long-term mobility monitoring of older adults using accelerometers in a clinical environment. *Clinical Rehabilitation*. 2004, vol. 18, s. 335-343.
16. ČIHÁK, R., GRIM, M. *Anatomie*. Díl 1 [Čihák, Grada 2001], 2. upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. 2001, sv. 1. ISBN 80-7169-970-5, s. 497.
17. DEJONG, G., et al. Physical therapy activities in stroke, knee arthroplasty, and traumatic brain injury rehabilitation: their variation, similarities, and association with functional outcomes. *Physical Therapy*. 2011, vol. 91, no. 12, s. 1826-37.
18. DOIDGE, N. *The brain that changes itself*. New York: Penguin Books. 2007, s. 427.
19. DRÁBEČKOVÁ, P., a kol. *Manuál Jebsen–Taylorova standardizovaného hodnocení*

pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin přeložený pro potřeby Kliniky rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN v Praze. 2009, s. 10.

20. EHLER, E. et al. Standard komplexní léčby spasticity po cévní mozkové příhodě, *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie. 2009, roč.72, č. 2, s. 179-181.*
21. ELДАР, R. et al. Rehabilitation medicine in countries of Central /Eastern Europe. *Disability and Rehabilitation. Taylor&Francis, London, England. 2008, vol. 30, no. 2, s. 134-141.*
22. EUROSTAT, WHO 2000.
23. FOLSTEIN, M. et al. Mental State: A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research. 1975, vol. 12, no. 3, s. 189-198.*
24. GEBRUERS, N., et al. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of akcelerometry – based measures. *Physical Medicine and Rehabilitation. February 2010, vol. 91, s. 288-297.*
25. GJELSVIK, B. *The Bobath Concept in Adult Neurology. Germany: Thieme. 2008, ISBN 978-3-13-145451-5, s. 231.*
26. GOLJAR, N. et al. Measuring patterns of disability using the International Classification of Functioning, Disability and Health in the post-acute stroke rehabilitation setting. *Journal of Rehabilitation Medicine. 2011, vol. 43, no. 7, s. 590-601.*
27. GOLJAR, N., et al. Functioning and disability in stroke. *Disability and Rehabilitation. 2010, vol. 32, no.1, s. 50-58.*
28. GREENOUGH, W. T., CHANG, F. L. Dendritic pattern formation involves both oriented regression and oriented growth in the barrels of mouse somatosensory cortex. *Brain research. 1988, vol. 471, no. 1, s. 148-152.*

29. HADRABA, I. *Ortopedická protetika II. část*. 1. vydání. Praha: Karolinum, 2006, ISBN 80-246-1296-8, s. 106.
30. HADRABA, I. Úchop v protetice. *Ortopedická protetika*. 2000, vol. 2, no. 5, Dostupné z WWW: <<http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc2bfee47eea.htm>> [cit. 2012-8-6].
31. HALADOVÁ, E. a kol. *Léčebná tělesná výchova – cvičení*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotních oborů. 2004, 2. vyd., ISBN 80-7013-384-8, s. 135.
32. HAMILTON, B. B., et al. Interrater agreement of the seven level Functional Independence Measure (FIM). *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1991, vol. 72, s. 79-79.
33. HIGGINS, E. S., GEORGE, M. S. *The neuroscience of clinical psychiatry. The Pathophysiology of Behavior and Mental Illness.*, Wolters Kluwer, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2007, ISBN 13 978-0-7817-6655-5, s. 75–89.
34. HILLEROVÁ, L., et al. Statické vlastnosti nové škály – skóre vizuálního hodnocení funkčního úkolu ruky u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, vol. 13, no. 3, s. 107-111.
35. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*, 1.část. 1. vydání. Praha: Karolinum. 2007, ISBN 978-80-246-1294-2, s. 115.
36. JANEČKOVÁ, M., et al. *Poranění mozku: a co dál?*, 1. vydání. Praha: Cerebrum. 2009, ISBN 978-80-904357-2-8, s. 55.
37. JANURA, M., MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, vol. 10, s. 30-31.
38. JEBSEN, R.H., et al. An objective and standardised test of hand function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1969, vol. 50, no. 6, s. 311-319.

39. JELÍNKOVÁ, J., KRIVOŠÍKOVÁ, M., ŠAJTÁROVÁ, L. *Ergoterapie*. Praha: Portál. 2009, ISBN 978-80-7367-583-7, s. 272.
40. KANDEL, E. R. The molecular biology of memory storage: a dialogue between genes and synapses *Science*. 2000, vol. 294/5544, s. 1030–1038.
41. KAPANDJI, I. A. *The physiology of joints* (vol. I). London, Churchill Livingstone. 1975, vol. 1, ISBN 978-3-13-138281-8, s. 789.
42. KARANTONIS, et al. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2006, vol. 10, s. 156-167.
43. KAWADA, T., et al. Activity and sleeping time monitored by an accelerometer in rotating shift workers, *Work*. 2008, vol. 30, s. 157-160.
44. KELLER, A., ARISSIAN, K., ASANUMA, H. Synaptic proliferation in the motor cortex of adult cats after long-term thalamic stimulation. *Journal of Neurophysiology*. 1992, vol. 68, no. 1, s. 295-308.
45. KLEIM, J., JONES, T. Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. [online]. 2008, vol. 51, s. 225-239, Dostupné z WWW: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdf?vid=2&hid=12&sid=ab74b8dc-fae1-4d70-b42e-a6e627f13139%40sessionmgr4> [cit. 2010-12-6].
46. KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén. 2009, ISBN 978-80-7262-657-1, s. 713.
47. KOUBKOVÁ, D. Ergoterapie – důležitá součást ucelené rehabilitace, *Sestra*. 2009, č.5, s. 49.
48. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*, Nakladatelství TRITON. 2002, ISBN 80-7254-292-3, s. 143-146.

49. KUO, Y. L., et al. Measuring distance walked and step count in children with cerebral palsy: an evaluation of two portable activity monitors. *Gait Posture*. 2009, vol 29, s. 304-310.
50. LAXE, S. et al., ICF use to identify common problems on a TBI neurorehabilitation unit in Spain. *NeuroRehabilitation*. 2011, vol. 29, no. 1, s. 99-110.
51. LEVIN, S. HARVEY. Neuroplasticity and brain imaging research: implications for rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol. 87, no. 12, s. 59-66.
52. LINDEMANN, U., et al. Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2005, vol. 43, s. 548-551.
53. LIPPERT-GRUENER, M. Outcome of severe brain injury and polytrauma. *European Journal of Neurology*. 2011, vol. 18, no. 2, s. 441-441.
54. LIPPERT-GRUENER, M. Rehabilitation outcome at one versus two years after traumatic brain injury. *European Journal of Neurology*. 2010, vol. 17, no. 3, s. 66-66.
55. LIPPERT-GRUENER, M., ANGEROVA, Y. Professional reintegration and behavioural disturbances 2 years after severe traumatic brain injury. *Brain Injury*. 2012, vol. 26, no.4-5, s. 440-440.
56. LIPPERT-GRUENER, M., MAGELE, M., ANGELOV, D.N. The recovery of neuromotor functions and the influence of early sensomotorical training after experimental traumatic brain injury. *Physikalische Medizin Rehabilitationsmedizin Kurortmedizin*. 2007, vol. 17, no. 3, s. 127-132.
57. LIPPERT-GRUENEROVÁ, M., ŠVESTKOVÁ, O., PFEIFFER, J. Včasná neurorehabilitace po těžkém traumatu mozku, *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2006, vol. 69/102, no. 4, s. 305-307.
58. MAEGELE M., et al. Reversal of neuromotor and cognitive dysfunction in an enriched environment combined with multimodal early onset stimulation after

- traumatic brain injury in rats. *Journal of Neurotrauma*. 2005, vol. 22, no. 7, s. 772-782.
59. MAEGELE, M., et al. Multimodal early onset stimulation combined with enriched environment is associated with reduced CNS lesion volume and enhanced reversal of neuromotor dysfunction after traumatic brain injury in rats. *European Journal of Neuroscience*. 2005, vol, 21, no. 9, s. 2406-2418.
60. MANNS, P. J. Ambulatory activity of stroke survivors: Measurement options for dose intensity, and variability of activity. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 864-867.
61. MARŠÁLEK, P., et al. *Doporučení k organizaci systému zdravotně – sociální péče o pacienty po získaném poškození mozku*. 1. vydání. Praha: Cerebrum, 2011, ISBN 978-80-904357-5-9, s. 77.
62. MAYER, M., HLUŠTÍK, P. Ruka u hemiparetického pacienta. *Rehabilitácia*. 2004, vol. 41, no. 1, s. 9-13.
63. MENZ, H. B., LORD, S. R., FITZPATRICK, R. C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *The Journal of Gerontology: Biological Sciences and The Journal of Gerontology: Medical Sciences*. 2003, vol. 58, s. 446-452.
64. MENZ, H. B., LORD, S. R., FITZPATRICK, R. C. Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*. 2003, vol. 32, s.137-142.
65. Ministerstvo zdravotnictví České republiky. *Věstník MZ ČR* z 1. března 2010, částka 2, s. 15.
66. MORILLO, D. S., et al. An Accelerometer-based device for sleep apnea screening. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2010, vol. 14, s. 491-499.
67. MORRIS, B. J. Neuronal plasticity. In: Davies RW, Morris BJ (eds), *Molecular biology of the neuron* (2nd ed.). New York: Oxford University Press. 2006, s. 357–

68. MUELBACHER, W., et al. Improving hand function in chronic stroke. *Archives of neurology*. 2002, vol. 59, s. 1278.
69. MURRAY, MM. Plasticity in representations of environmental sounds revealed by electrical neuroimaging. *Neuroimage*. 2008, vol. 39 no. 2, s. 847-856.
70. Národní plán vytváření rovných příležitostí pro osoby se zdravotním postižením na období 2010-2014, vydal Úřad vlády České republiky. Praha. 2010, ISBN 978-80-7440-024-7, s. 55.
71. NIRKO, A. C., et al. Different ipsilateral representations for distal and proximal movements in the sensorimotor cortex: Activation and deactivation patterns. *Neuroimage*. 2001, vol. 13, s. 825-835.
72. NUDO, J. RANDOLPH. Adaptivní plasticity v motorickém kortexu: Implikace pro rehabilitaci po poškození mozku. *Rehabilitation Medicine*. 2003, vol. 4, s. 7-10.
73. O'MALLEY, M. K., RO, T., LEVIN, H. S. Assessing and inducing neuroplasticity with transcranial magnetic and robotics for motor function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol. 87, no. 12, s. 59-66.
74. OPAVSKÝ, R., et al. Spasticita horní končetiny – modulace terapií botulotoxinem typu A a odraz v kortikální somatosenzitivní aktivaci, *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2011, vol. 74/107, no. 1, s. 54-59.
75. PAPOUŠEK, J. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě, *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře*. 2010, roč. 2, č. 4, s. 145-149.
76. PARK, J. H., KIM, H. J., KANG, S. J. Validation of the AMP331 monitor for assessing energy expenditure of free-living physical activity. *Res. Quart. Exerc. Sport*. 2006, vol. 77, s. 40-40.
77. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*. Brno: CERM. 2003,

ISBN 80-7204-312-9, s. 55-78.

78. RAFFELSIEPER, B. et ROMMEL, T. Early rehabilitation after pontine infarction with special consideration to neurogenic dysphagia. *Journal of Neurology*. 2004, vol. 251, no. 3, s. 114-114.
79. RAKÚS, A. Neuroplasticita. *Neurologie pro praxi*. 2009, vol. 10, no. 2, s. 83-85.
80. RAND, D., et al. How active are people with stroke?: Use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 163-168.
81. RINEHART, J. K., et al. Arm use after left or right hemiparesis is influenced by hand preference. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 545-550.
82. ROUBAL, T., et al. *Případová studie společenských nákladů spojených s následky poranění mozku*. 1. vydání. Praha: Cerebrum. 2011, ISBN 978-80-904357-6-6, s. 68.
83. STEINERT, Y. Learning together to teach together: Interprofessional education and faculty development. *Journal of Interprofessional Care*, 2005, vol. 19, no. 1, s. 60-75.
84. STUCKI, G., et al. Application of the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) in clinical practise. *Disability and Rehabilitation*. 2002, vol. 5, s. 281-282.
85. ŠVESTKOVÁ O., et al. Functioning and disability in traumatic brain injury. *Disability and Rehabilitation*. 2010, vol. 32, s. 68-77.
86. SVOZÍLKOVÁ, P. *Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin*. Praha, Magisterská práce, Karlova univerzita, 1. lékařská fakulta. 2011, s. 76.
87. ŠVESTKOVÁ, O. Rehabilitace v České republice. *EuroRehab*. 2002, roč. 7, č. 4, s. 220-223.
88. ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., BRTNICKÁ, P. Practical using of ICF of

patients after TBI, *International Journal of Rehabilitation Research*, Lippincott Williams& Wilkins, Philadelphia, USA. 2007, vol. 30, no. 1, s. 33-34.

89. ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., PFEIFFER, J. Hodnocení zdraví, disability v Evropě, *Eurorehab*. číslo 3-4, XVI. ročník, 2006, vydáno Eurorehab spol. s.r.o., Bratislava, s. 117-120.
90. ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., SLÁDKOVÁ, P. Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví (ICF): kvantitativní měření kapacity a výkonu. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2009, vol. 72/105, s. 580-586.
91. ŠVESTKOVÁ, O., et al. Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví WHO jako nástroj moderní rehabilitace. *Praktický lékař* 88. 2008, vol. 3, s. 161-165.
92. ŠVESTKOVÁ, O., et al. Organizace rehabilitace při použití MKF (Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví WHO) a stanovení stupně funkčního postižení (disability) podle kvalifikátorů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 2, s. 43-50.
93. ŠVESTKOVÁ, O., PFEIFFER, J. Funkční hodnocení (diagnostika) v rehabilitaci. *Praktický lékař* 89. 2009, vol. 5, s. 268-271.
94. ŠVESTKOVÁ, O.: Organizace neurorehabilitace pro nemocné po cévním onemocnění mozku, In *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, Supplementum. 58. Společný sjezd české a slovenské společnosti pro klinickou neurofyzilogii. Brno: Ambit Media, a. s. 2011, s. 11.
95. TROJAN, S., POKORNÝ, J. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské Listy* 98. 1997, č. 12, s. 667-673.
96. TROJAN, S., POKORNÝ, J. Theoretical aspects of neuroplasticity. *Physiological Research*. 1999, vol. 48, s. 87-97.

97. USWATTE, G., et al. Objective measurement of functional upper – extremity movement using accelerometer recordings transformed with a threshold filter. *Stroke*. 2000, vol. 31, s. 662-667.
98. USWATTE, G., et al. Validity of Accelerometry for monitoring real-world arm activity in patients with subacute stroke: Evidence from the extremity constraint-induced therapy evaluation trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol. 87, s. 1340-1345.
99. VAŇÁSKOVÁ, E. *Testování v rehabilitační praxi-cévní mozkové příhody*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. 2004, ISBN 80-7013-398-8, s. 65.
100. VÉLE, F. *Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, Nakladatelství TRITON. 2006, vol. ISBN 80-7254-837-9, s. 376.
101. VÉLE, F. *Kineziologie. 2. rozšířené a přepracované vydání*. Praha: Triton. 2006, ISBN 80-7254-837-9, s. 375.
102. VINKLER, M. *Snímání a rekonstrukce pohybu postavy*. Brno, 2009, s. 45. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Dostupné z WWW: <http://is.muni.cz/th/208036/fi_b/bc.pdf>[cit. 2012-8-5].
103. VOJÁČEK, A. Akcelerometry – integrované snímače od AD, 06. 02. 2005. Dostupné z WWW: <<http://www.automatizace.hw.cz/view.php?cisloclanku=2005020601>> [cit. 2007-05-30].
104. VYSKOTOVÁ, J. Využití dlahování v rehabilitaci ruky, Dostupné z WWW: <http://www.osu.cz/zsf/sbornik/prisp_47/sld001.htm> [cit. 2012-1-1].
105. WADE, E., MATARIC M. J. Design and Testing of Lightweight Inexpensive Motion-Capture Devices with Application to Clinical Gait Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2005, vol. 52, no. 3, s. 486 – 494.

106. WHO. *Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví*. 1. vydání, Praha: Grada Publ. 2009, ISBN 978-80-247-1587-2, s. 280.
107. WIDIMSKÝ, J., LEFFLEROVÁ, K. *Zátěžové testy v kardiologii*. 2. vydání. Praha: Triton. 2003, ISBN 80-7254-373-3, s. 200.
108. ZASLER, N. D., KATZ, D. I., ZAFONTE, R. D. *Brain Injury Medicine*, New York: Demos. 2007, ISBN 1-888799-93-5, s. 1117-1121.

Seznam použitých zkratk

1. LF UK a VFN – 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy a Všeobecná fakultní nemocnice

ADL – Activities of Daily Living, aktivity denního života

ARAT - Action Research Arm Test

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

COTEC - Council of Occupational Therapists for the European Countries

D – dominantní

dp – drobné předměty

EFNS - European Federation of Neurological Societies

EU – Evropská Unie

FIM - Functional Independence Measures

FMA – Fugl - Meyer Assessment

fMRI - funkční magnetická rezonance

hk – hrací kameny

HK, PHK, LHK – horní končetina, pravá horní končetina, levá horní končetina

HW – hardware

IBITA - International Bobath Instructor Training Association

ID – invalidní důchod

IMU – Inertial Measure Unit

IS – inerciální senzor

JÚ – Jedličkův ústav

KRL – Klinika rehabilitačního lékařství

LDN – léčebna dlouhodobě nemocných

LED - Light - Emitting Diode

LTP – Long - Term Potency

MAL - Motor Activity Log

MKF - Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví

MMSE - Mini - Mental State Examination

MZ ČR – Ministerstvo zdravotnictví České republiky

N – nedominantní

P – postižená

PET - pozitronová emisní tomografie
PNF - proprioceptivní neuromuskulární facilitace
ROM - Range of Movement
SD - starobní důchod
SF-36 – Short - Form health survey with only 36 questions
sj – simulované jedení
SW – software
UE - Upper Extremity
UNIFY – Unie fyzioterapeutů
ÚZIS - Ústav zdravotnických informací
vlp – velmi lehké předměty
vtp – velmi těžké předměty
VZP – Všeobecná zdravotní pojišťovna
WHO – World Health Organization
WHODAS II - World Health Organization Disability Assessment Schedule
WMS - Wrist Motion Sensor
WMSAPP - Wrist Motion Sensor APPLication software
Z – zdravá
Z/P – zdravá / postižená

Seznam obrázků

Obrázek 1. Model koordinované rehabilitace u pacienta po poškození mozku	18
Obrázek 2. Fázový model rehabilitace	18
Obrázek 3. Korová reprezentace ruky v zobrazení funkční magnetickou rezonancí.....	22
Obrázek 4., 5. Spastický vzorec pro horní končetinu.....	24
Obrázek 6. Aktivace kortexu při pohybu ruky u nemocného po CMP v povodí ACM.....	31
Obrázek 7. Schéma inerciální jednotky	45
Obrázek 8. Umístění a vzhled náramků	47
Obrázek 9., 10. Umístění a vzhled senzorů	47
Obrázek 11. Připojení senzorů	49
Obrázek 12. Jebsen-Taylorův test	56

Seznam grafů

Graf 1. Prevalence disability v Evropě.....	12
Graf 2. Zobrazení sledovaného parametru - aktivita na základě akcelerace	50
Graf 3. Zkreslení zobrazovaného grafu na obrazovce.....	51
Graf 4. Pohlaví probandů.....	58
Graf 5. Typ postižení probandů	58
Graf 6. Dominance HK.....	58
Graf 7. Druh postižení mozku – etiologická dg.....	59
Graf 8. Pracovní začlenění.....	59
Graf 9. Výsledky měření zaznamenané pomocí IS – forma grafu.....	60
Graf 10. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci	62
Graf 11. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci	63
Graf 12. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci	64

Seznam tabulek

Tabulka 1. MKF - Model biopsychosociálního přístupu.....	14
Tabulka 2. Bodová škála MMSE	45
Tabulka 3. Zobrazení položek FIM testu ve formě tabulky	54
Tabulka 4. Formulář pro záznam Jebsen-Taylorova testu.....	56
Tabulka 5. Výsledky zpracované WMSAPP	60
Tabulka 6 A. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů	61
Tabulka 7 B. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů	63
Tabulka 8 C. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů	64
Tabulka 9. Celý soubor: Základní statistická charakteristika	65
Tabulka 10. Postižená nedominantní HK: Základní statistická charakteristika	66
Tabulka 11. Postižená dominantní HK: Základní statistická charakteristika	67

Seznam příloh

Příloha 1. Normy pro nedominantní a dominantní končetinu u Jebson-Taylorova testu.....	97
Příloha 2. Grafické znázornění FIM testu – růžice	98
Příloha 3. Seznam vybraných pohybových aktivit pro měření pohybu HKK pomocí akcelerometru	99
Příloha 4. Výběr používaných pomůcek pro aktivity denního života	103
Příloha 5. Modifikovaná Ashworthova škála	106
Příloha 6. Mini-Mental State Examination (MMSE) – podrobný manuál	107
Příloha 7. Lokalizace komplexních cerebrovaskulárních a iktových center v ČR	112
Příloha 8. Týdenní rozpis terapií pacienta v denním stacionáři KRL 1. LF UK	113
Příloha 9. Týdenní rozpisy terapií čtyř pacientů v denním stacionáři 1. LF UK	114
Příloha 10. Tištěný spoj s napájení baterií použitý v náramku	115
Příloha 11. Předávací protokol – Projekt „NÁRAMKY“	116
Příloha 12. Informace pro pacienty	117
Příloha 13. Záznamový formulář pro pacienty	118