

**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, 2013

**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, 10. 9. 2013

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 je interprofesní, komplexní, intenzivní, dlouhodobý a individuálně zaměřený proces.

Častý následek poškození mozku je hemiparéza, která způsobuje i poruchu pohybového vzorce horní končetiny. Schopnost pohybu horní končetiny je zásadní pro soběstačnost jedince, provádění běžných denních činností, a tím i nezávislý život v rodinném prostředí.

Speciální rehabilitační terapeutické přístupy by měly zahrnovat nácvik nových činností, včetně mechanismu motorického učení, které způsobí aktivaci plasticity mozku. Dochází k funkční reorganizaci oblasti motorické kůry, aktivaci rezervních neuronů a náhradě poškozených spojů.

Jedním z cílů práce bylo prokázat objektivními funkčními metodami možnost ovlivnění pohybového vzorce paretické horní končetiny intenzivní interprofesní rehabilitací i několik let po poškození mozku. Druhým cílem bylo prokázat, že monitoring pohybových funkcí u pacientů po poškození mozku vede ke zlepšení motivace a tím ke zlepšení pohybových funkcí.

Studie byla provedena u 55 vybraných pacientů po poškození mozku s centrální hemiparézou, kteří se účastnili 4 týdenního pobytu v rehabilitačním denním stacionáři. Byly sledovány 2 skupiny pacientů, s akcelerometrem (30 pacientů - skupina A) a bez akcelerometru (25 pacientů - skupina B). Parametrem sledovaným pomocí akcelerometru byla celodenní pohybová aktivita horních končetin, paretické i neparetické končetiny.

K objektivizaci efektivity rehabilitace byly využity dva funkční testy: FIM test (Funkční míra nezávislosti) a JT test (Jebson – Taylor test). Testy byly použity u obou skupin A i B, při vstupním vyšetření a následně po 4 týdnech rehabilitace při výstupním vyšetření. U všech sledovaných pacientů byla pohybová terapie indikována ve stejné kvalitě a kvantitě.

Získané výsledky potvrdily, že plasticitu mozku je možné aktivovat i několik let po poškození mozku při intenzivní interprofesní rehabilitaci, nikoli pouze 1-2 roky po úrazu, onemocnění.

Zároveň se prokázalo že, monitoring pohybových funkcí v průběhu intenzivní interprofesní rehabilitace u pacientů s hemiparézou přispívá k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny. Nejdůležitějšími pozitivní parametry monitoringu jsou zvýšení motivace pacientů k pohybové terapii a také využití principů zpětné vazby akcelerometru.

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

## **Abstract**

The rehabilitation of patients with brain damage is an interprofessional, complex, intensive, long-lasting and individually oriented process.

One frequent consequence of brain damage is hemiparesis, which also causes a disorder of the upper extremity movement pattern. The movement ability of the upper extremity is essential for an individual's self-sufficiency, the performance of common daily activities, and thus for an independent life in a family setting.

Special therapeutic rehabilitation approaches should involve the training of new activities, including the motor learning mechanism that activates brain plasticity. A functional reorganization of the motor cortex occurs along with the activation of reserve neurons and the replacement of damaged synapses.

One of the aims of this work was to demonstrate, using objective function methods, the possibility of influencing the movement patterns of a paretic upper extremity by means of intensive interprofessional rehabilitation even several years after the brain damage. The second aim was to demonstrate that the monitoring of motor functions in patients after brain damage leads to improved motivation, thereby improving motor functions.

A study was conducted among 55 selected patients after brain damage with central hemiparesis who participated in the 4-week stay in a rehabilitation day care centre. Two groups of patients were studied, one group with an accelerometer (30 patients - Group A) and one group without an accelerometer (25 patients - Group B). The parameter studied with the accelerometer was daylong physical activity of the upper extremities, paretic extremity and non-paretic extremity.

Two functional tests were used to objectify the efficacy of rehabilitation: FIM test (Functional Independence Measure) and JT test (Jebson-Taylor test). The tests were used in both groups A and B, at baseline and after four weeks of rehabilitation during the final tests. The movement therapy was indicated in the same quality and quantity for all study patients.

The results obtained confirmed that brain plasticity can be activated by intensive interprofessional rehabilitation even several years after brain damage, rather than just one or two years after the injury or disease.

It was also demonstrated that the monitoring of movement functions during the intensive interprofessional rehabilitation in patients with hemiparesis contributes to greater improvement of the movement patterns in paretic upper extremities. The most important

positive parameters of the monitoring are the increased motivation of patients for physical therapy and the use of the principles of a feedback accelerometer.

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

## Obsah

Obsah .....	8
1. Úvod.....	10
1.1 Rehabilitace - současné pojetí .....	11
1.2 Rehabilitace – funkční diagnostika, evropský kontext .....	14
1.3 Funkční anatomie a kinesiologie horní končetiny .....	17
1.4 Patologie a patofyziologie pohybu horní končetiny .....	20
1.5 Neurofyziologicko-neuropatofyziologické principy využívané v rehabilitaci horní končetiny .....	23
1.5.1 Plasticita mozku.....	23
1.5.2 Mechanismy neuroplasticity – historický vývoj.....	26
1.5.3 Neuroprotektivní vliv rehabilitační intervence.....	27
1.6 Neurorehabilitace u pacientů po poškození mozku .....	30
1.6.1 Diagnostické přístupy v neurorehabilitaci .....	30
1.6.2 Terapeutické přístupy v neurorehabilitaci.....	31
1.6.3 Pomůcky pro HK.....	36
1.7 Inerciální systém, inerciální jednotka, inerciální senzor.....	36
1.8 Možnosti klinického využití akcelerometru v rehabilitaci.....	37
1.8.1 Monitorování pohybu horních končetin pomocí akcelerometru .....	39
2 Hypotézy .....	40
3 Cíle.....	40
4 Metodika .....	40
4.1 Inerciální senzory – akcelerometr.....	43
4.2 Kritéria pro vstup do studie .....	50
4.3 Kritéria vylučující účast na studii .....	50
4.4 Hodnocení stupně hypertonu .....	50
4.5 Mini - Mental State Examination .....	51
4.6 Funkční míra nezávislosti (FIM – Functional Independence Measures).....	51
4.7 Jebsen-Taylorův test (JT test).....	54
4.8 Vybrané funkční aktivity HK.....	55
5 Soubory pacientů s akcelerometrem (A) a bez akcelerometru (B) – základní data .....	56
5.1 Experimentální soubor – monitoring s akcelerometrem (A).....	56
5.2 Kontrolní soubor – bez monitoringu pomocí akcelerometru (B) .....	61
5.3 Analýza dat.....	65
6 Výsledky .....	67
6.1 Výsledky měření získané pomocí IS - akcelerometru .....	67
6.2 Výsledky FIM testu (Funkční míra nezávislosti) .....	69



6.2.1	Výsledky FIM testu – soubor A (s akcelerometrem).....	69
6.2.2	Výsledky FIM testu – soubor B (bez akcelerometru).....	73
6.2.3	Výsledky FIM testu, hodnoty diferencí po-před rehabilitací: soubor A versus soubor B .....	77
6.3	Výsledky Jebsen–Taylorova (JT) testu pro jemnou a hrubou motoriku.....	79
6.3.1	Výsledky JT testu - soubor A (s akcelerometrem) .....	80
6.3.2	Výsledky JT testu – soubor B (bez akcelerometru).....	81
6.3.3	Výsledky JT testu, hodnoty diferencí po-před rehabilitací: skupina A versus ..... skupina B.....	83
6.4	Výsledky získané vyhodnocením dotazníkového šetření u souboru pacientů monitorovaných pomocí akcelerometru.....	85
7	Diskuse.....	92
8	Závěr .....	102
9	Souhrn .....	103
	Literatura.....	104
	Seznam použitých zkratk .....	119
	Seznam obrázků .....	121
	Seznam grafů .....	122
	Seznam tabulek .....	124
	Seznam příloh .....	126

## 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 interprofesní 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 přiblížení se fyziologické normě. Disability 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. 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).

U těchto pacientů se setkáváme s celým souborem patologicko-patofyziologických změn, které způsobují různé deficity v oblasti motorických, kognitivních, fatických, smyslových a psychických funkcí.

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 interprofesní rehabilitace pacientů po poškození mozku se používají v České republice různé sady testů, vyšetření, které často nejsou zcela optimálním ukazatelem reálného funkčního stavu pacientů.

Tato práce se zabývá možností aktivace plasticity mozku i několik let po jeho poškození v rámci intenzivní interprofesní rehabilitace. Využívá možnosti monitoringu pohybových funkcí u pacientů s centrální hemiparézou k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny. Triáda funkce ruky – lokomoce – komunikace patří ke klíčovým oblastem zájmu a cílům rehabilitace funkce horní končetiny. Ukazuje se, že zachování optimálních funkčních schopností horních končetin je zásadní pro soběstačnost a možný nezávislý život v jejich rodinném prostředí.

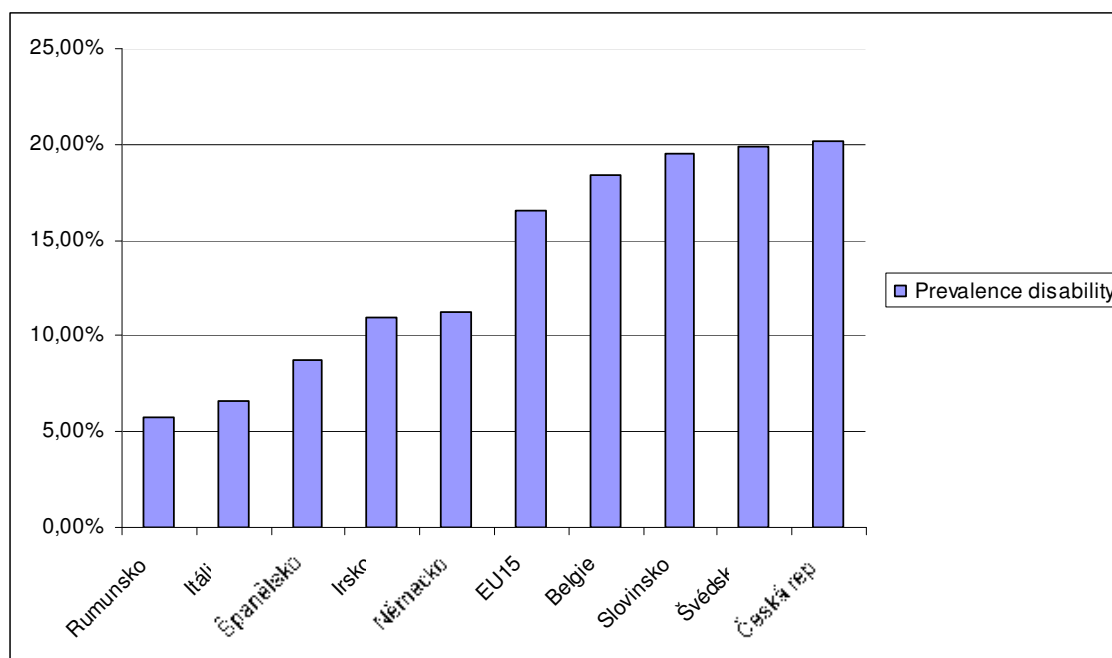
## 1.1 Rehabilitace - současné pojetí

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

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

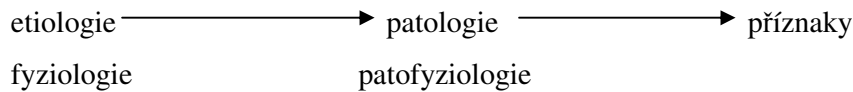


problémy vznikající u osoby s disabilitou - **sociální intervence**

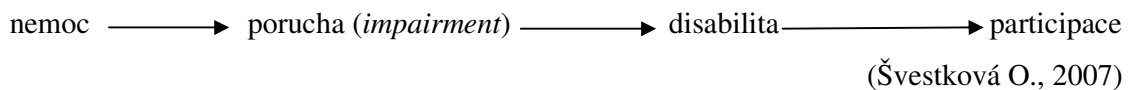
(Švestková O., 2010)

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 ireversibilní poruchy (Švestková O. et al., 2006).



(Švestková O., 2007)

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).

## 1.2 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.

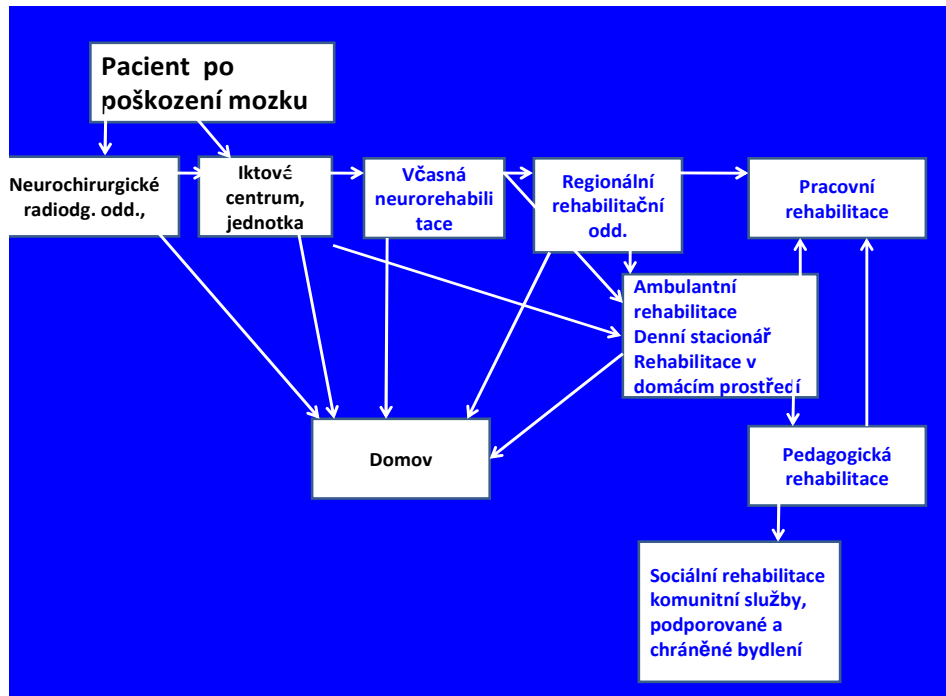
**E** – jedná se o fázi následující po intenzivní rehabilitaci zajišťující udržení dosažených výsledků v předchozích fázích. Pacient je většinou plně orientovaný a pohyblivý. Cílem je podpora pacienta v jeho zařazení do společenského života (zaměstnání, škola, volnočasové aktivity). Pacient žije v rodině.

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

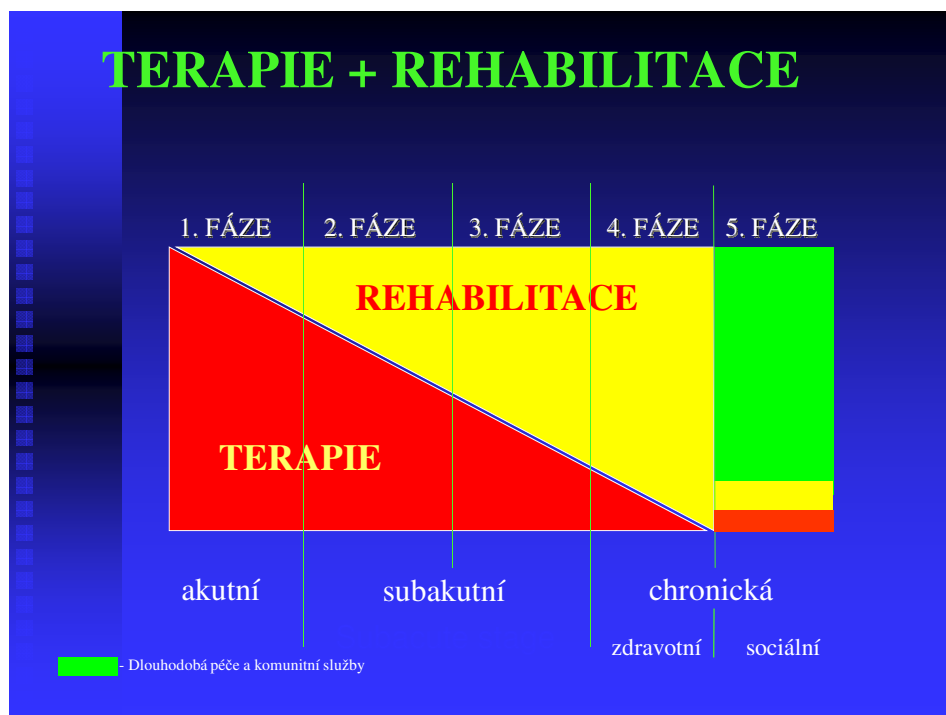
V České republice je velký problém s návazností jednotlivých složek rehabilitace, tedy sociální, pracovní, pedagogické a zdravotní rehabilitace. Nedostatečné propojení jednotlivých fází, složek rehabilitace je otázkou etickou a ekonomickou. Pokud rehabilitace není koordinovaná, je finančně nákladná. 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 disabilitou 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).

### **1.3 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).

Klíčový 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 Hlušík 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. 133). 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.

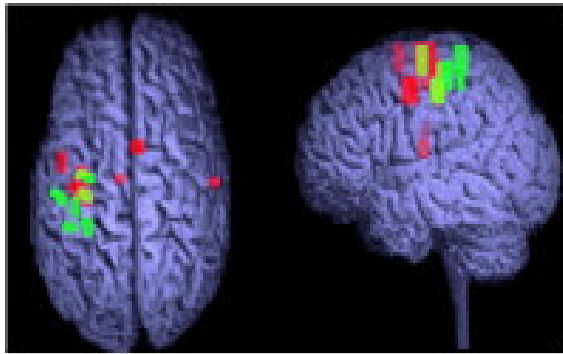
#### **1.4 Patologie a patofyziologie pohybu horní končetiny**

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 Hluštík 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, sensorické 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 sensorických, kognitivních, fatických a psychických 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 znatelná jen v poruše jemné motoriky, při poškození většiny neuronů může dojít i ke kompletní plegii (Vaňásková E., 2004).

Na straně paretické 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 třísložkové, 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).

## **1.5 Neurofyziologicko-neuropatofyziologické principy využívané v rehabilitaci horní končetiny**

### **1.5.1 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 B.J., 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 E.S. 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 oplodněného 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 neurogeneze (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).

### **1.5.2 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).

### **1.5.3 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 znovuobnovení 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 (Maegele 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).

Jiná klinická studie uvádí, že při vyšetření svalů ruky u slepých osob, které se věnovali čtení pomocí Braillova písma minimálně 5 hodin denně, došlo k rozšíření kortikální reprezentace m. interosseus dorsalis I. u pravé ruky. Tento sval je při čtení pomocí Braillova písma nepostradatelný k pohybům ukazováku. U kontrolní skupiny, ve které se čtenáři věnovali Braillovu písmu méně než 1 hodinu, žádné rozšíření kortikální reprezentace nebylo zjištěno (Wassermann, E. M., Tormos, J. M., Pascual-Leone, A., 1993).

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 Hlušík 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 Hlušík 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).

## **1.6 Neurorehabilitace u pacientů po poškození mozku**

### **1.6.1 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.

## **1.6.2 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 interprofesního rehabilitačního týmu, aby se dosáhlo optimálního výsledku (Pavlů D., 2003).

Terapeutické formy neurorehabilitace motorických funkcí 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 provádění 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 interprofesního rehabilitačního týmu pracujícího v rámci Bobath konceptu je, aby se dosáhlo maximální možné fyziologické

funkce v možnostech individuálního postižení pacienta.

Mezi inovativní terapeutické formy neurorehabilitace patří:

- a) Terapie naučeného nepoužívání paretické horní končetiny - CIMT (constraint induced movement therapy)
- b) Mirror therapy
- c) Zpětná vazby (biofeedback)

### **Terapie naučeného nepoužívání (CIMT) neparetické horní končetiny**

Tato terapie se používá u pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě v chronické fázi onemocnění, nejlépe 4. - 7. měsíců od vzniku onemocnění. Klinické studie z posledních let se věnují možnostem využití CIMT terapie v akutním a subakutním stádiu cévní mozkové příhody (Myint M. et al., 2008, Taub E. et al., 1993).

Základním principem je imobilizace neparetické horní končetiny, paretická horní končetina je proto častěji používána k běžným denním činnostem. Neparetická horní končetina se znehyní pomocí speciální dlahy nebo rukavice. Jak ukazují klinické studie, dochází při aplikaci této terapie ke zlepšení funkce paretické horní končetiny, protože je nucena se více zapojovat do všech činností. Pacienti se učí provádět pohyby v rámci aktivit, které jsou nepostradatelné pro běžný život. Obvykle se postižená (paretická) horní končetina imobilizuje na 3-6 hodin denně po dobu 2-3 týdnů, cyklus 10-15 terapií. Cílem je dosažení co nejvyššího stupně soběstačnosti pacientů, jejich návratu do zaměstnání (van der Lee JH et al., 1999).

### **Mirror therapy (zrcadlová terapie)**

Jedná se o koncept pocházející z USA a využívající mechanismů biofeedbacku.

Tento koncept je aplikována zejména u pacientů s centrální hemiparézou.

Základním principem je využití zobrazení neparetické horní končetiny v zrcadle. Centrální nervová soustava získává vjem, že obě horní končetiny vykonávají stejné pohyby, i když paretická horní končetina není schopná tuto aktivitu provést. Pozorování pohybu zdravé horní končetiny aktivuje stejné oblasti mozku jako skutečné aktivní provádění vybrané aktivity a zvyšuje kortikální reprezentaci. Zrcadlové neurony jsou neurony, které se aktivují, když pacienti pozorují tento pohyb (Cattaneo L. et Rizzolatti G., 2009).

Pacienti umístí paretickou horní končetinu za zrcadlo, provádí pohyby zdravou, neparetickou končetinou pozorují tyto pohyby v sagitálně umístěném zrcadle. Pohyby paretické, postižené končetiny, která je za zrcadlem, mohou být prováděny současně aktivně nebo pouze v představě nebo je provádí terapeut pasivně (Elbert T. et Rockstroh B., 2004).

Tento koncept vyžaduje aktivní přístup pacientů a jejich plnou spolupráci. Strategie cvičení je provádět vybrané pohybové aktivity častěji a kratší dobu. Doporučuje se cvičit denně 5-8x po dobu 5-10 minut. Klinické studie dokládají, že při aplikaci zrcadlové terapie dochází ke zvýšení svalové síly i senzitivity paretické horní končetiny (Dohle C. et al., 2009).

### **Zpětná vazba (biofeedback)**

Biofeedback je komplex metod a technologií, založených na principu biologické zpětné vazby zaměřených na zdokonalení samoregulace fyziologických funkcí organismu. V průběhu seancí biofeedbacku získává pacient informaci o stavu orgánů a vnitřních systémů a učí se ovládat fyziologické funkce svého organismu. Dostatečně dlouho trvající kurz tréninku založeného na principu biologické zpětné vazby učí pacienta využívat návyky samoregulace v každodenním životě. Existují různé metody biologické zpětné vazby umožňující regulovat různé funkce organismu (Kolářová B. et al., 2012).

Biofeedback může mít různou formu, využívá se např. forma sensorické zpětné vazby.

Dlouhodobá rehabilitační terapeutická intervence nutná u chronických pacientů s poškozením mozku vyžaduje trpělivost nejen ze strany terapeuta, ale i pacienta. V rámci komplexního rehabilitačního přístupu je pro úspěch terapie klíčová právě pozitivní motivace pacientů během léčby. Pokud terapie pacienta motivuje, obvykle ji zvládne provádět přesněji, déle a opakovaně

Mezi základní předpoklady efektivního učení v rámci pohybové terapie patří opakování pohybu (zejména za měnících se podmínek prostředí) a preference aktivního pohybu před pasivním.

V současné době, jak uvádí technici, je u detektoru-akcelerometru testován kombinovaný zrakový a sluchový senzor, který by pacienta upozornil včas na potřebu cvičení v určité denní dobu (Altman, J. et Bodlák I., 2012).

### 1.6.3 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 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. 134 - 135.

### 1.7 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, mikropočítač, atd.). Inerciální senzor je soustava akcelerometrů a gyroskopů (Vinkler M., 2009).

## 1.8 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 stožení. 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 postupnému 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 diferencii 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 inerciálních senzorech 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 sensor kompletní inerciální jednotkou, tedy třiosým akcelerometrem a třiosým 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 sensor je univerzálně využitelné zařízení. Při měření lze u každého pacienta využít skupiny několika senzorů, typicky tří. V této konfiguraci zajišťuje bezdrátové pojitko

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).

### **1.8.1 Monitorování pohybu horních končetin pomocí akcelerometru**

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.

Nedávné klinické studie popisují první pokusy s využitím senzorů pro analýzu pohybu horních končetin. Vyplýval zásadní problém, kam umístit senzory, které by snímaly 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 by mohl být vyřešen 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 průběžného klinického pozorování a relevantních publikovaných studií pacientů po poškození mozku s centrální hemiparézou byly formulovány tyto hypotézy:

1. Mechanismy plasticity mozku je možné aktivovat i několik let po poškození mozku při intenzivní interprofesní rehabilitaci.
2. Monitoring pohybových funkcí v průběhu intenzivní interprofesní rehabilitace u pacientů s hemiparézou přispívá k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny.

## **3 Cíle**

V souvislosti s formulovanými hypotézami byly stanoveny následující cíle:

1. Prokázat objektivními funkčními metodami možnost ovlivnit pohybový vzorec paretické horní končetiny intenzivní interprofesní rehabilitací i několik let po poškození mozku.
2. Prokázat, že monitoring pohybových funkcí u pacientů po poškození mozku vede ke zlepšení motivace a tím ke zlepšení pohybových funkcí.

## **4 Metodika**

Klinický výzkum probíhal u 55 pacientů po poškození mozku, kteří absolvovali 4 týdenní pobyt v denním rehabilitačním stacionáři KRL 1. LF UK. Pacienti byli rozděleni do 2 skupin, skupiny A (s akcelerometrem, 30 pacientů) a skupina B (bez akcelerometru, 25 pacientů). Denní stacionář je zaměřen na neurorehabilitaci osob po poškození mozku v délce 4 týdnů. Vstupní vyšetření provádí rehabilitační lékař, který na základě provedené funkční diagnostiky indikuje vyšetření interprofesním rehabilitačním týmem.

Cíle, frekvence, počet a druh terapií jsou stanoveny každým členem interprofesního rehabilitačního týmu. Na rehabilitační konferenci prezentují členové týmu dosažené parciální výsledky, upravují krátkodobý a spoluvytváří dlouhodobý rehabilitační plán. Pacient, u kterého je denní stacionář indikován, dochází na terapie po celý týden od pondělí do pátku, od



9:00 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** v denním rehabilitačním stacionáři zajišťují lékaři, fyzioterapeuti, ergoterapeuti, logopedi, psychologové, speciální pedagog a sociální pracovník (detailní program viz příloha č. 8 a 9 str.143 - 144).

Všichni účastníci této studie, celkem 55 pacientů s centrální hemiparézou po poškození mozku, měli zajištěný stejný rehabilitační program, délku terapií i jejich strukturu.

#### Časový harmonogram individuálních terapií u pacientů účastnících se studie:

Doba a frekvence rehabilitace – celkem 4 týdny (terapie 5x týdně)

1. 2x denně 10 min provádění jednotné cvičební sestavy prováděné v rámci individuální fyzioterapie a ergoterapie (viz. příloha č.3 s. 129)
2. 1x denně 50 min individuální fyzioterapie
3. 1x denně 50 min individuální ergoterapie

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

Každý den probíhá lékařská vizita, při níž rehabilitační lékař zhodnotil aktuální funkční stav pacienta a upravil medikaci.

Byla stanovena vstupní a vylučující kritéria pro účast pacientů na klinické studii. 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.

Vlastní výzkum pomocí akcelerometru umístěného na těle hemiparetických pacientů po poškození mozku se prováděl u vybrané skupiny 30 pacientů, skupina A. U druhé skupiny, 25 pacientů po poškození mozku, se monitoring pomocí akcelerometru neprováděl, skupina B.

Monitoring pomocí akcelerometru probíhal 7 hodin denně pondělí-pátek v 1. a 4. týdnu

4 týdenního pobytu v denním stacionáři. Sestavený sensor je unikátní svým využitím pro detekci množství pohybové aktivity paretické horní končetiny v závislosti na efektu komplexní rehabilitační intervence u pacientů po poškození mozku.

### **Skupina A (s akcelerometrem) – metodika výzkumu**

Vstupní vyšetření lékařem + FIM, JT

1. týden – Akcelerometr, denně 9.00-16.00 od pondělí do pátku
2. týden
3. týden
4. týden – Akcelerometr, denně 9.00-16.00 od pondělí do pátku

Výstupní vyšetření lékařem + FIM, JT, dotazník

### **Skupina B (bez akcelerometru) – metodika výzkumu**

Vstupní vyšetření lékařem + FIM, JT

1. týden
2. týden
3. týden
4. týden

Výstupní vyšetření lékařem + FIM, JT

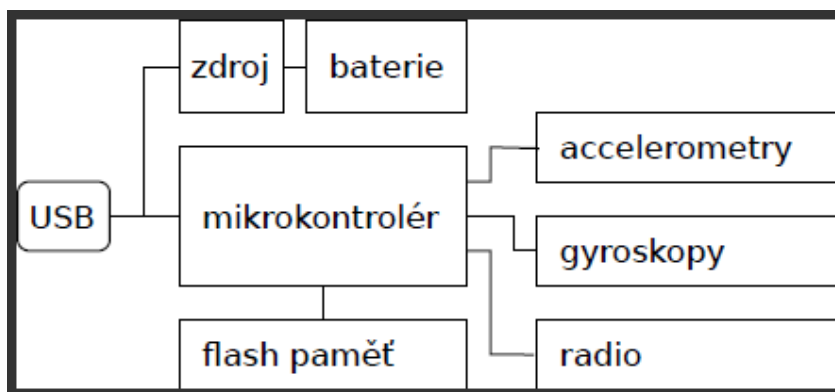
Každý pacient obdržel manuál s informacemi o studii (viz příloha č. 12 str. 147), předávací protokol (viz příloha č. 11 str. 146) o používání akcelerometru a podepsal informovaný souhlas.

Pacienti monitorovaní pomocí akcelerometru vyplnili po ukončení intenzivní interprofesní rehabilitační intervence dotazník se 7 vybranými otázkami týkající se aplikace akcelerometru (viz příloha č. 14 str. 149)

## 4.1 Inerciální senzory – akcelerometr

Rehabilitační interprofesionální 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 akcelerometru pro monitoring pohybu a terapeutické kostky“.

Od začátku projektu se klinické práce i vývoje prototypu měřicího zařízení (senzoru) 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 vzniklo detekční zařízení v podobě náramkových hodinek.

Vlastní senzor pro detekci pohybů má po postupných změnách, úpravách, které trvaly téměř 3 roky, podobu malého přenosného bateriového zařízení, které lze připevnit např. na zápěstí, loket, kotník a jehož základem je algoritmus k vyhodnocení pohybů. Senzor je navržen tak, aby monitoroval pohyby obou horních končetin pacienta na začátku rehabilitačního procesu na KRL a následně na konci terapií. Senzor 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 mohou být později odborníky analyzována. Vytvořený prototyp je unikátní právě v možnosti využití pro monitoring pohybových funkcí u pacientů s centrální parézou HK v závislosti na hodnocení efektu rehabilitační intervence.

Výzkum a vývoj senzorů probíhal formou pravidelných pracovních schůzek (brainstormingů), kterých se účastnili zástupci jednotlivých odborností rehabilitačního interprofesního 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 zkracoval dobu životnosti baterie po nabití. 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., 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 horních končetin, 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 unikátní prototyp navržený speciálně pro potřeby naší studie na základě spolupráce interprofesního rehabilitačního týmu pod vedením lékaře a počítačových expertů firmy Princip a.s. tak, aby byl pro pacienta použitelný, aby pacient i přes svoji disabilitu byl s ním schopen manipulovat a příliš ho neomezoval.

Základní technické parametry senzoru jsou 51 x 34 x 15 mm, hmotnost 22 g. Inerciální senzor 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.

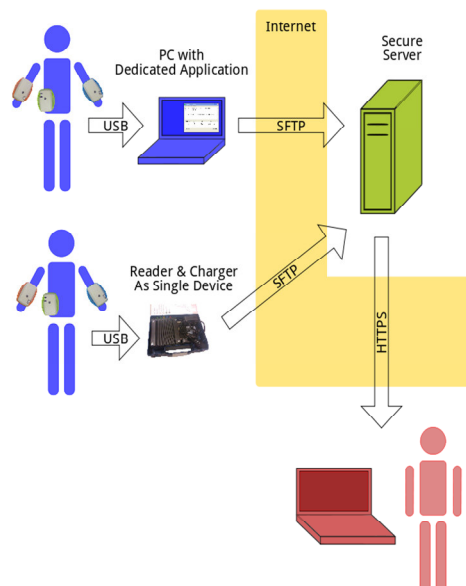
Kompletní sestava WMS senzorů je měřicí zařízení, které se skládá ze tří senzorů: left senzor na levou ruku, right senzor pro pravou ruku a body senzor umístěný na opasek pacienta.

Každá trojice má vlastní číslo, které brání záměně senzorů, 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 nebo i o 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. Sensory neukládají surová data, ale přepočítané rysy signálu.



**Obrázek 11.** Připojení senzorů

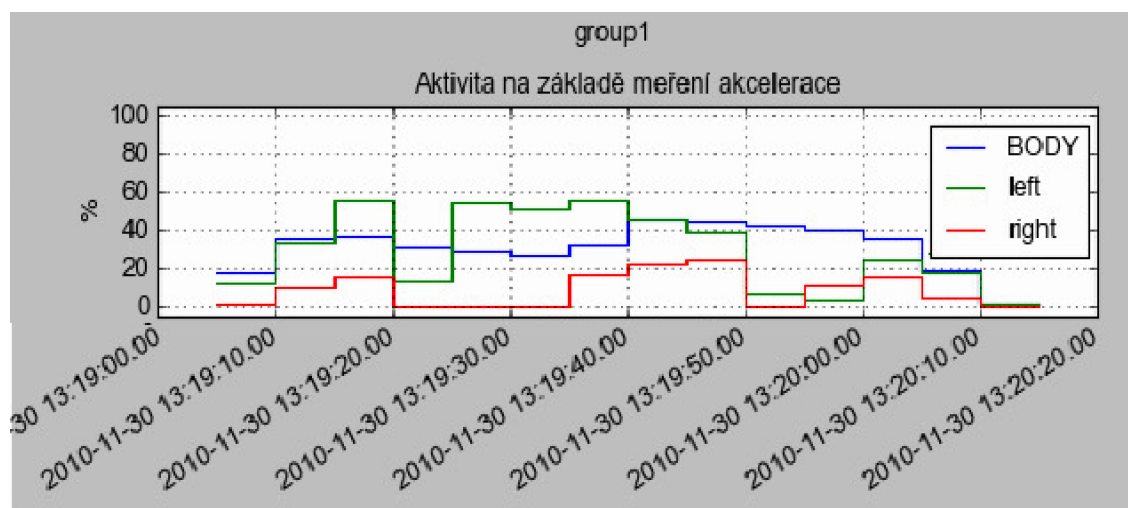
(Altman, J. et Bodlák I., 2012)

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

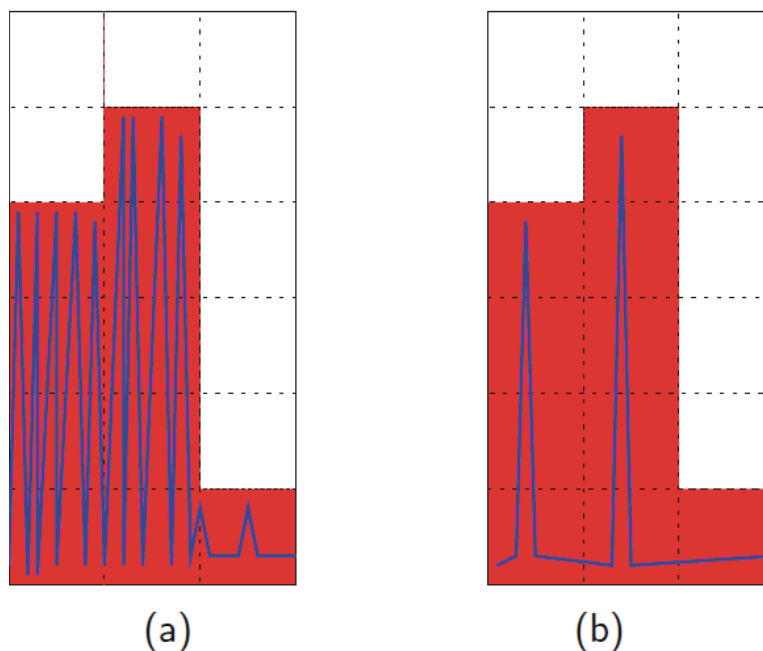
**Popis grafu:** LHK byla zdravá, neparetická, proband byl schopen LHK pohybovat proti pohybu těla. Pohyb PHK kopíroval téměř beze zbytku pohyb referenčního senzoru umístěného na boku. Lze tedy, i bez předchozí znalosti strany postižení, předpokládat, že paretická je PHK.

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. 148).

## 4.2 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 vstupního psychologického a logopedického vyšetření
6. Schopnost stabilního sedu samostatně nebo i s pomůckou
7. Podepsaný informovaný souhlas schválený Etickou komisí VFN

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

## 4.3 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

## 4.4 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).

#### 4.5 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 1.** 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 otorinolaryngologem.

#### 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.



## 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 (karty)
3. zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky (drobné předměty)
4. postavení čtyř hracích kamenů pro hru dáma na sebe (hrací kameny)
5. simulované jedení
6. zvednutí pěti prázdných plechovek na desku (velké lehké předměty)
7. zvednutí pěti plných plechovek na desku (velké těžké předměty) (Jebsen R.H. et al., 1969).

	<b>První testování</b>	<b>Datum administrace</b>	<b>Druhé testování</b>	<b>Datum administrace</b>
<b>Subtest</b>	<b>Nedominantní končetina</b>	<b>Dominantní končetina</b>	<b>Nedominantní končetina</b>	<b>Dominantní končetina</b>
1. Psaní				
2. Karty				
3. Drobné předměty				
4. Hrací kameny				

5. Simulované jedení				
6. Velké lehké předměty				
7. Velké těžké předměty				

**Tabulka 3.** 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. 127.

#### **4.8 Vybrané funkční aktivity HK**

Vybrané funkční aktivity HK (viz. příloha č. 3 str. 129) byly sestaveny 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. Nácvik 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**

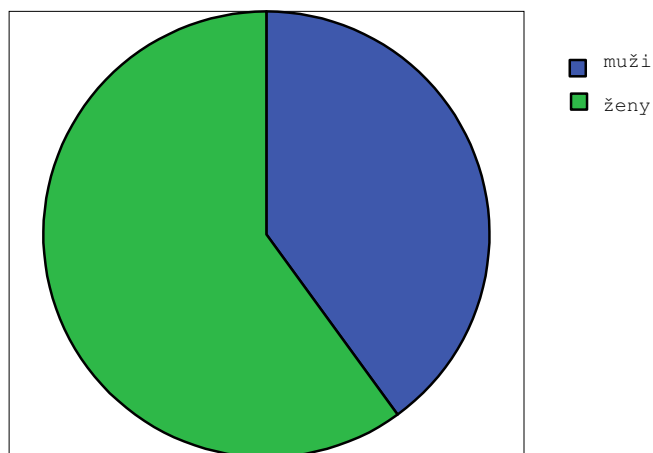
## **5 Soubory pacientů s akcelerometrem (A) a bez akcelerometru (B) – základní data**

### **5.1 Experimentální soubor – monitoring s akcelerometrem (A)**

Soubor 30 pacientů, průměrný věk 50,1 roků, směrodatná odchylka 15,4, minimální věk 21 a maximální 73 let. Průměrná doba od vzniku onemocnění nebo úrazu (do roku 2013) 4,5 roku, směrodatná odchylka 1,5, minimální doba 2 roky a maximální doba 8 roků.

V souboru 30 pacientů bylo 18 žen a 12 mužů.

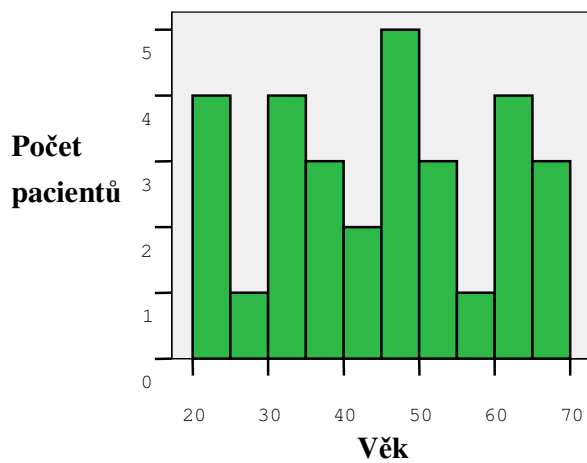




**Graf 4.** Pohlaví pacientů.

	věk	délka nemoci
n	30	30
průměr	50,13	4,53
směrodatná odchylka	15,431	1,525
minimum	21	2
maximum	73	8

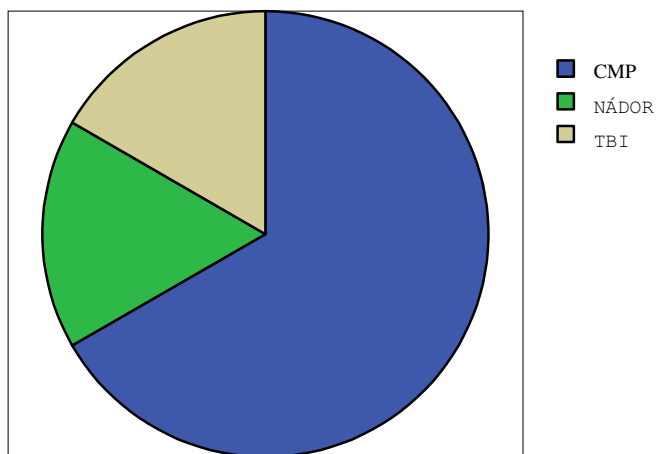
**Tabulka 4.** Základní statistická charakteristika souboru A



**Graf 5.** Věkové rozložení.

hodnoty	Počet	procenta	celková procenta
CMP	20	66,7	66,7
NÁDOR	3	10,0	76,7
TBI	7	23,3	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 5.** Druh postižení mozku-etiologická dg

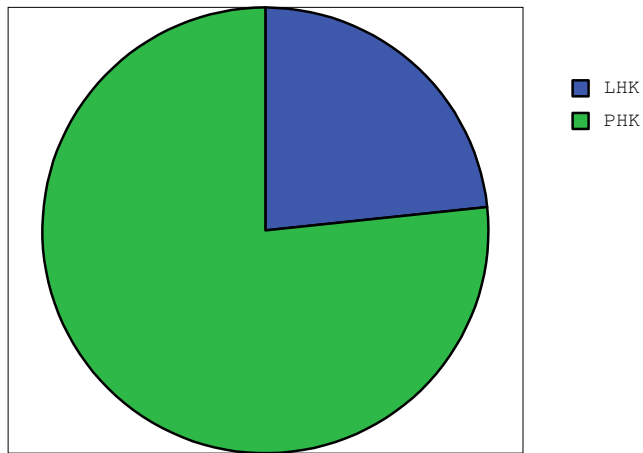


**Graf 6.** Druh postižení mozku-etiologická dg

Vysvětlivky: CMP-cévní mozková příhoda, TBI-poranění mozku

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
LHK	7	23,3	23,3
PHK	23	76,7	100,0
Total	30	100,0	

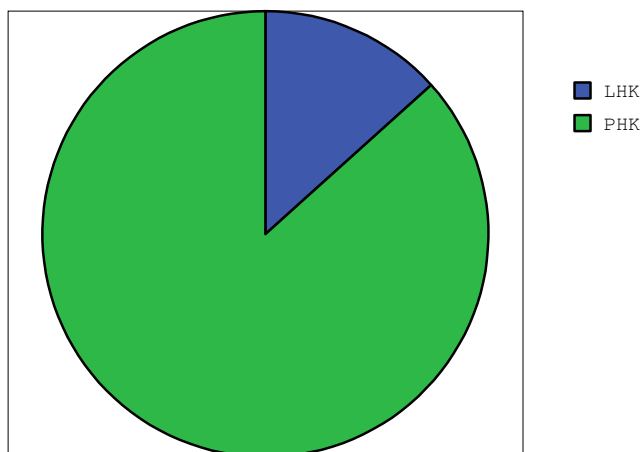
**Tabulka 6.** Typ postižení HK



**Graf 7.** Paretická HK

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
LHK	3	10,0	10,0
PHK	27	90,0	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 7.** Dominance HK



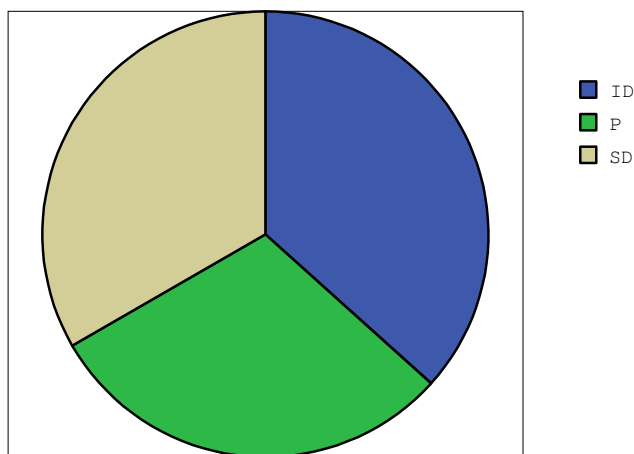
**Graf 8.** Dominance HK

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
2	4	13,3	13,3
3	1	3,3	16,7
4	11	36,7	53,3
5	8	26,7	80,0
6	2	6,7	86,7
7	3	10,0	96,7
8	1	3,3	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 8.** Doba od onemocnění, úrazu do roku 2013

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
Zam. ID	11	36,7	36,7
P	9	30,0	66,7
SD	10	33,3	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 9.** Pracovní začlenění

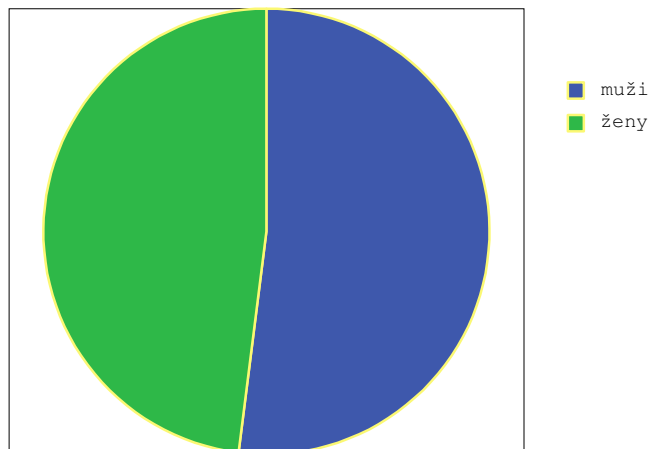


Vysvětlivky: ID-invalidní důchod, P-pracující nebo studující, SD-starobní důchod

**Graf 9.** Pracovní začlenění

## 5.2 Kontrolní soubor – bez monitoringu pomocí akcelerometru (B)

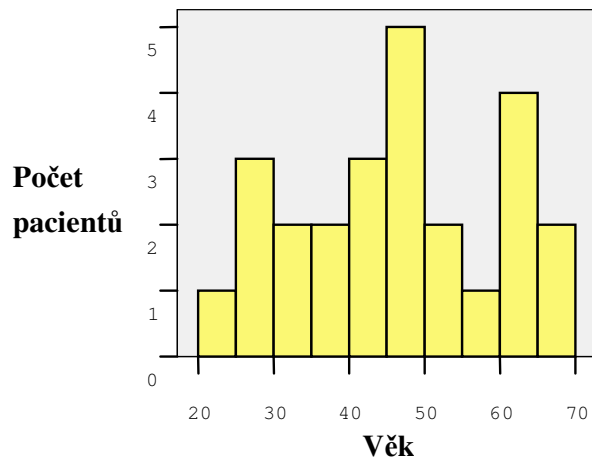
Soubor 25 pacientů, průměrný věk 46,0 let, směrodatná odchylka 13,7, minimální věk 24 a maximální 68 roků. Průměrná doba nemoci (do roku 2013) 1,8 roků, směrodatná odchylka 0,96, minimální doba 1 rok a maximální doba 4 roky. V souboru 25 pacientů bylo 12 žen a 13 mužů.



**Graf 10.** Pohlaví

	věk	délka nemoci
n	25	25
průměr	46,04	1,80
směrodatná odchylka	13,664	,957
minimum	24	1
maximum	68	4

**Tabulka 10.** Základní statistická charakteristika souboru B

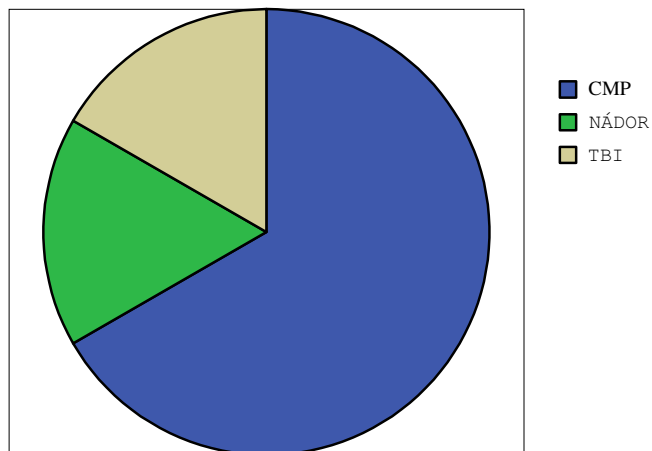


**Graf 11.** Věkové rozložení

**Druh postižení mozku – etiologická dg**

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
CMP	16	64,0	64,0
NÁDOR	4	16,0	80,0
TBI	5	20,0	100,0
Total	25	100,0	

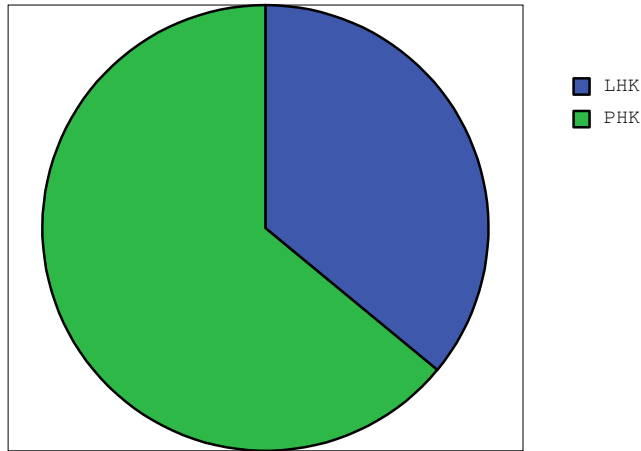
**Tabulka 11.** Druh postižení mozku – etiologická dg



**Graf 12.** Druh postižení mozku – etiologická dg

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
LHK	9	36,0	36,0
PHK	16	64,0	100,0
Total	25	100,0	

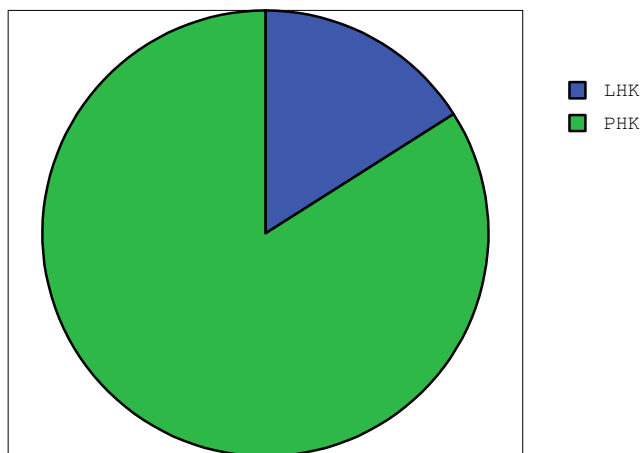
**Tabulka 12.** Typ postižení probandů



**Graf 13.** Paretická HK

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
LHK	4	16,0	16,0
PHK	21	84,0	100,0
Total	25	100,0	

**Tabulka 13.** Dominance HK



**Graf 14.** Dominance HK

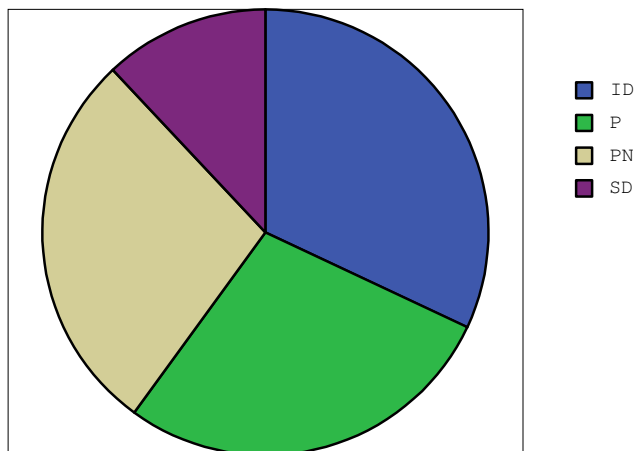
hodnoty	počet	procenta	celková procenta
1	13	52,0	52,0
2	5	20,0	72,0
3	6	24,0	96,0
4	1	4,0	100,0
Total	25	100,0	

**Tabulka 14.** Doba od onemocnění, úrazu do roku 2013

hodnoty	počet	procenta	celková procenta
Zam. ID	8	32,0	32,0
P	7	28,0	60,0
PN	7	28,0	88,0
SD	3	12,0	100,0
Total	25	100,0	

**Tabulka 15.** Pracovní začlenění





**Graf 15.** Pracovní začlenění

Vysvětlivky: ID-invalidní důchod, P-pracující nebo studující, SD-starobní důchod, PN-pracovní neschopnost

### 5.3 Analýza dat

Data byla získána z několika zdrojů:

1. z monitoringu pomocí akcelerometru (30 pacientů)
2. aplikací sestaveného 7 bodového dotazníku (30 pacientů)
3. aplikací 2 vybraných funkčních standardizovaných testů (FIM test, Jebsen-Taylorův test) (55 pacientů)

Během studie se pracovalo se 2 soubory pacientů s centrální hemiparézou po poškození mozku. Experimentální soubor sledovaný pomocí akcelerometru (soubor A – 30 pacientů) a kontrolní soubor bez sledování pomocí akcelerometru (soubor B – 25 pacientů). K porovnání získaných výsledků mezi soubory A a B se využil neparametrický Mann-Whitneyův test pro dva nezávislé výběry. Neparametrické testy se používají pro porovnání souborů statistických dat, u nichž nelze předpokládat normální rozdělení pravděpodobností sledovaného znaku. Mann-Whitneyův test se používá pro hodnocení nepárových pokusů, kdy se porovnávají 2 různé výběrové soubory (pokusný zásah A, B).

Data získaná měřením pomocí akcelerometru byla následně zpracována ve speciálním

programu WMSAPP verze 0.0.3. Vyhodnocovala se procentuální celodenní pohybová aktivita horní končetiny, neparetické i paretické. U souboru 30 pacientů (soubor A) se porovnávaly naměřené hodnoty získané monitorováním pohybové aktivity pomocí akcelerometru v prvním a čtvrtém týdnu denního rehabilitačního stacionáře. Monitoring se prováděl od pondělí do pátku od 9.00-16.00. Data byla před zpracováním umístěna v programu Microsoft Excel, kam je lze exportovat, a následně byla testována pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu.

U obou souborů pacientů A i B se aplikovaly dva funkční objektivní standardizované diagnostické testy, FIM test a Jebsen-Taylorův test. Porovnávaly se výsledky získané z aplikace obou testů při vstupním a poté při výstupním vyšetření po 4 týdnech pobytu pacientů v denním rehabilitačním stacionáři.

Získaná data z provedeného výzkumu pomocí FIM testu a JT testu byla také zpracována v programu Microsoft Excel. Data z obou testů byla dále testována pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu. Výhodou neparametrických testů je jejich použitelnost bez ohledu na typ rozdělení, z něhož výběr pochází.

Wilcoxonův párový test se používá pro párová data, která se vlastně převedou na soubor dat shodný s typem pro jednovýběrový test se pro výpočet používají jejich diference, které již jsou jedním výběrem.

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

Data získaná z aplikace dotazníku u souboru A (monitoring pomocí akcelerometru) byla přehledně zpracována do podoby koláčových grafů.

## 6 Výsledky

### 6.1 Výsledky měření získané pomocí IS - akcelerometru

	Hodnocení postižené HK		Hodnocení zdravé HK	
	měření 1	měření 2	měření 1	měření 2
1	8,49	9,78	10,52	15,59
2	1,33	3,48	9,01	15,50
3	3,58	6,96	15,14	14,98
4	0,62	4,21	5,35	10,45
5	2,68	6,78	9,11	15,84
6	2,23	8,93	6,20	12,12
7	6,25	14,86	17,32	17,89
8	19,42	21,74	39,75	38,83
9	7,87	13,96	24,50	27,95
10	9,24	12,42	26,21	32,78
11	14,72	17,21	27,65	29,94
12	8,74	8,82	28,56	29,40
13	19,93	29,85	27,89	38,08
14	0,88	5,22	10,51	12,45
15	1,48	7,59	8,24	13,15
16	6,35	10,92	24,35	26,48
17	12,85	14,87	33,88	43,98
18	5,76	8,26	17,54	24,05
19	9,28	11,35	28,15	28,24
20	7,45	11,49	24,14	35,78
21	14,52	16,04	30,91	31,14
22	11,67	14,51	28,22	33,35
23	20,12	20,85	32,86	32,97
24	8,35	15,29	27,92	30,28
25	9,27	11,97	29,37	28,54
26	15,47	16,50	33,15	37,05
27	9,42	12,31	31,25	36,43
28	1,75	5,80	19,24	19,88
29	9,64	11,25	16,28	18,21
30	15,57	19,12	29,72	32,19

**Tabulka 16.** Výsledky zpracované WMSAPP

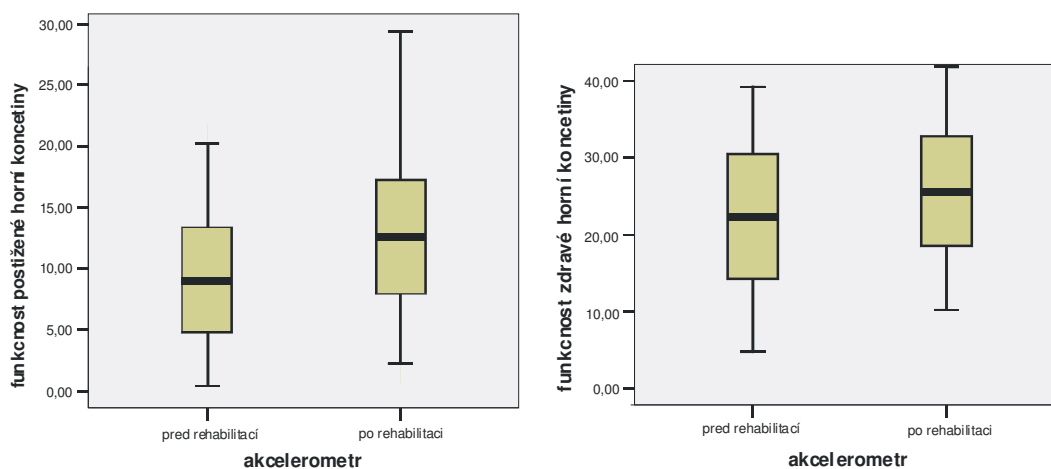
		průměr	n	směrodatná odchylna	TS	p
Pár 1	Paretická 1	8,83	30	5,69	5,494	0,001
	Paretická 2	12,41	30	5,68		
Pár 2	Neparetická 1	22,43	30	9,44	9,332	0,001
	Neparetická 2	26,12	30	9,36		

**Tabulka 17.** Základní statistická charakteristika pro horní končetiny.

Výsledky neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry.

Hodnocený parametr je procentuální 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).



**Graf 16, 17.** Výsledky měření pomocí akcelerometru

Vysvětlivky: Z – zdravá, nepostížená HK, P – postižená, paretická

Měření 1 (před rehabilitací) – měření celodenní pohybové aktivity vyjádřené v % a prováděné v prvním týdnu pobytu v denním stacionáři (monitoring probíhal od pondělí do pátku, od 9.00 do 16.00).

Měření 2 (po rehabilitaci) – měření celodenní pohybové aktivity vyjádřené v % a prováděné ve čtvrtém týdnu pobytu v denním stacionáři (monitoring probíhal od pondělí do pátku, od

9.00 do 16.00).

**Závěr:** Při měření č. 2, tedy po rehabilitaci bylo zjištěno statisticky významně vyšší procento pohybové aktivity horní končetiny než při měření č. 1 (před rehabilitací) na hladině významnosti 0,001 a to pro parietickou i neparietickou horní končetinu.

## 6.2 Výsledky FIM testu (Funkční míra nezávislosti)

Výsledky byly získány aplikací FIM testu u 55 probandů při vstupním vyšetření a následném výstupním vyšetření, s časovým odstupem 4 týdnů.

U všech položek FIM testu byla provedeno:

1. Otestování souborů A i B zvlášť, zda se liší hodnoty jednotlivých položek FIM testu před zahájením a po ukončení rehabilitačního stacionáře.
2. Otestování změn v hodnotách položek FIM testu mezi souborem A a B.

### 6.2.1 Výsledky FIM testu – soubor A (s akcelerometrem)

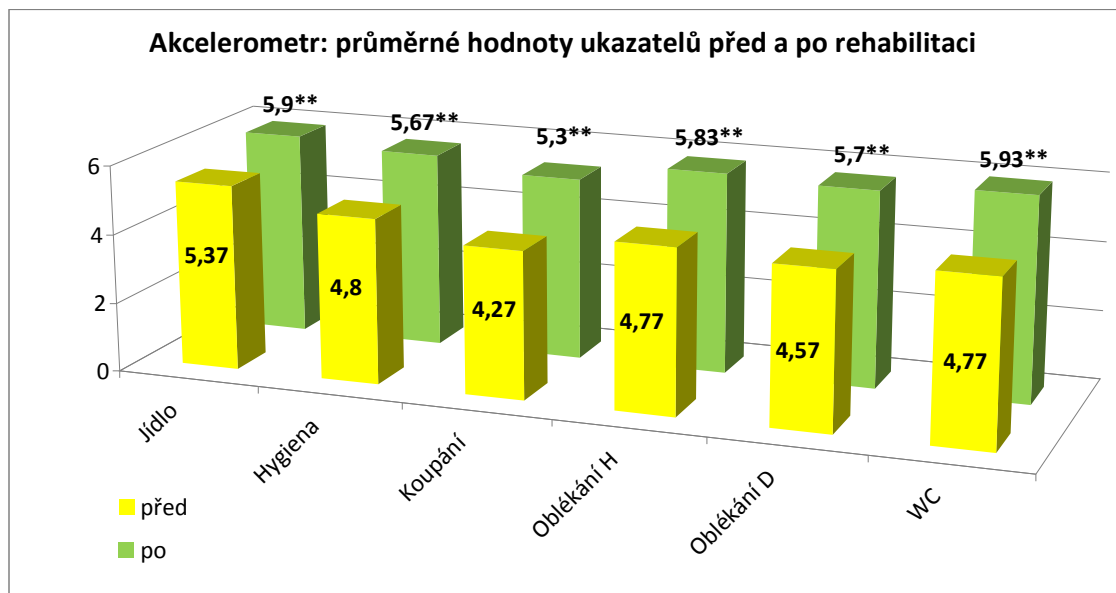
Výsledky byly získány aplikací FIM testu u 30 probandů při vstupním vyšetření a následném výstupním vyšetření s časovým odstupem 4 týdnů.

#### Kategorie Osobní hygiena

<b>Osobní hygiena</b>		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Příjem jídla	Před	5,37	30	,928	2,961	0,003
	Po	5,90	30	,759		
Osobní hygiena	Před	4,80	30	1,031	3,640	0,001
	Po	5,67	30	,884		
Koupání	Před	4,27	30	1,484	3,680	0,001
	Po	5,30	30	1,489		
Oblékání H poloviny těla	Před	4,77	30	1,331	3,684	0,001
	Po	5,83	30	1,085		
Oblékání D poloviny těla	Před	4,57	30	1,478	4,008	0,001
	Po	5,70	30	1,208		
Použití WC	Před	4,77	30	1,906	3,695	0,001
	Po	5,93	30	1,660		

**Tabulka 18.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu u skupiny A



**Graf 18.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu

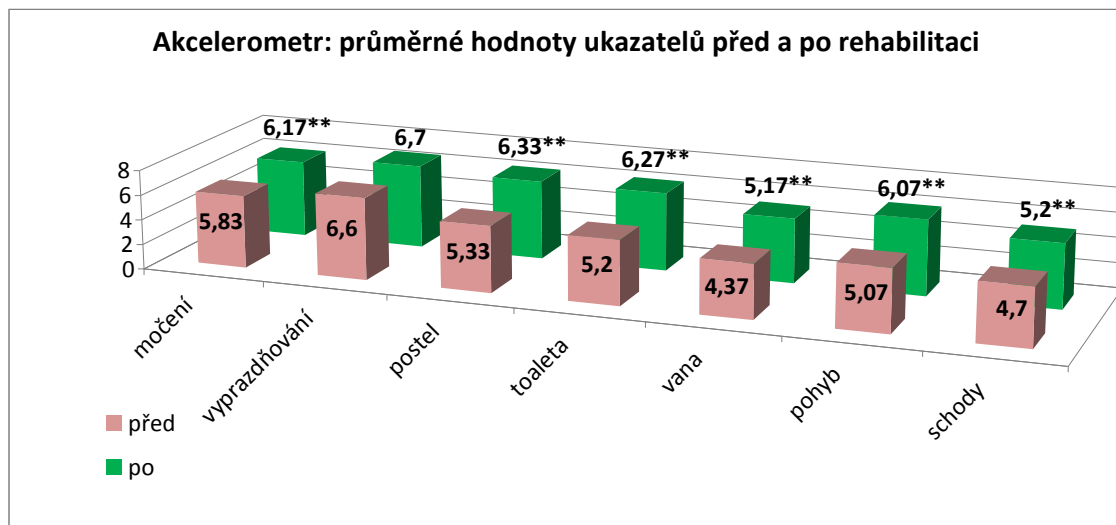
**Závěr:** Všechny položky z kategorie **Osobní hygiena** se statisticky významně po rehabilitaci zvýšily na hladině významnosti 0,001 resp. 0,01.

#### Kategorie Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce

<b>Kontrola sfinkterů</b>		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Kontrola močení	Před	5,83	30	1,840	2,673	0,008
	Po	6,17	30	1,895		
Kontrola vyprazdňování	Před	6,60	30	1,037	0,791	0,429
	Po	6,70	30	,877		
<b>Přesuny</b>						
Postel, židle, vozík	Před	5,33	30	1,446	3,908	0,001
	Po	6,33	30	,959		
Toaleta	Před	5,20	30	1,472	4,122	0,001
	Po	6,27	30	1,230		
Vana sprchový kout	Před	4,37	30	1,650	3,008	0,003
	Po	5,17	30	1,555		
<b>Lokomoce</b>						
Chůze, jízda na vozíku	Před	5,07	30	1,721	3,552	0,001

	Po	6,07	30	1,112		
Schody	Před	4,70	30	2,020	2,683	0,007
	Po	5,20	30	1,901		

**Tabulka 19.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů u skupiny A. Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.



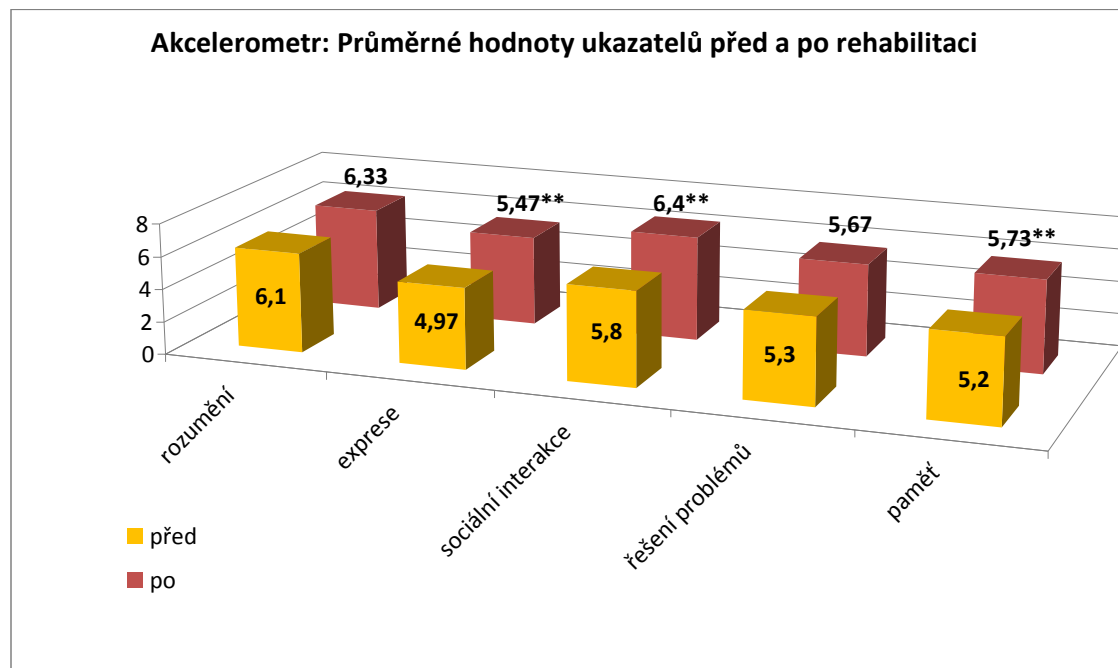
**Graf 19.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A. Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

**Závěr:** Z výše uvedené tabulky je vidět, že se po rehabilitaci statisticky významně, na hladině významnosti 0,001 resp. 0,01, zvýšily všechny položky s výjimkou položky kontroly vyprazdňování.

### Kategorie Komunikace a Sociální schopnosti

Komunikace		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Rozumění	Před	6,10	30	1,094	1,508	0,132
	Po	6,33	30	,959		
Exprese	Před	4,97	30	1,752	2,724	0,006
	Po	5,47	30	1,613		
<b>Sociální schopnosti</b>						
Sociální interakce	Před	5,80	30	1,215	2,858	0,004
	Po	6,40	30	,855		
Řešení problémů	Před	5,30	30	1,557	1,895	0,058
	Po	5,67	30	1,398		
Paměť	Před	5,20	30	1,518	2,801	0,005
	Po	5,73	30	1,437		

**Tabulka 20.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů u skupiny A.  
Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.



**Graf 20.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

**Závěr:** Z kategorie **Komunikace** se statisticky významně po rehabilitaci zlepšila položka exprese a to na hladině významnosti 0,01. Z kategorie **Sociální schopnosti** se statisticky významně na hladině významnosti 0,01 zvýšily položky sociální interakce a paměť.

**Celkový závěr z aplikace FIM testu u souboru A (30 probandů):**

U souboru A (monitoring pomocí akcelerometru) došlo po 4 týdenní intenzivní interprofesní rehabilitaci ke statisticky významnému zlepšení u **15 položek** FIM testu z **celkových 18 položek**.



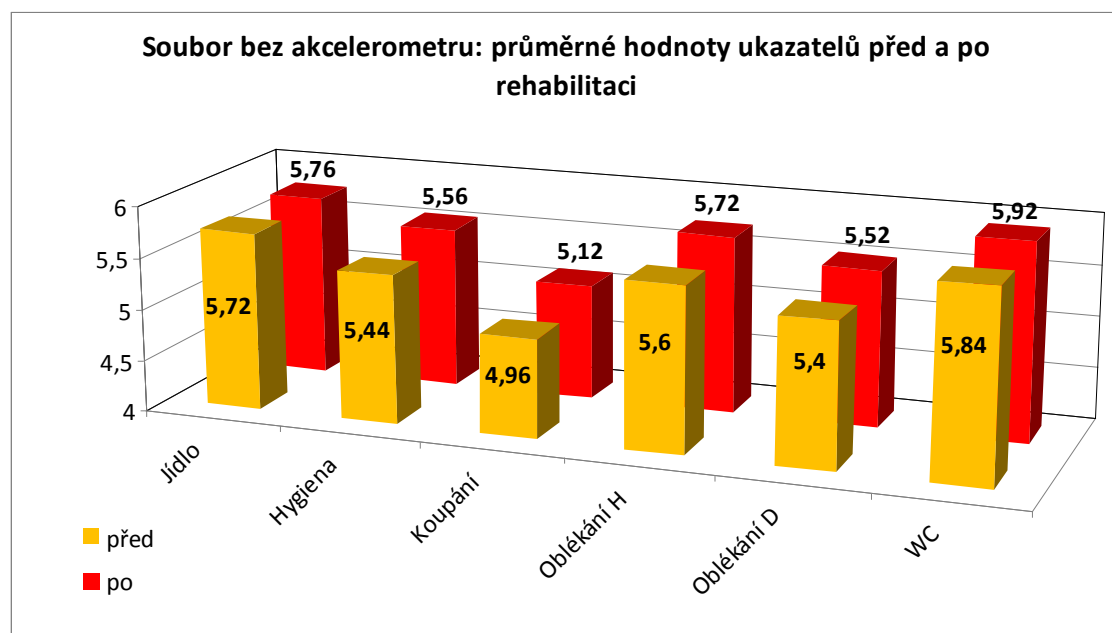
## 6.2.2 Výsledky FIM testu – soubor B (bez akcelerometru)

### Kategorie Osobní hygiena

Osobní hygiena		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Příjem jídla	Před	5,72	25	,936	0,577	0,564
	Po	5,76	25	,879		
Osobní hygiena	Před	5,44	25	1,044	1,732	0,083
	Po	5,56	25	1,083		
Koupání	Před	4,96	25	1,428	1,414	0,157
	Po	5,12	25	1,453		
Oblékání H poloviny těla	Před	5,60	25	1,080	1,732	0,083
	Po	5,72	25	1,021		
Oblékání D poloviny těla	Před	5,40	25	1,080	1,342	0,180
	Po	5,52	25	1,046		
Použití WC	Před	5,84	25	1,281	1,414	0,157
	Po	5,92	25	1,256		

**Tabulka 21.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu u skupiny B



**Graf 21.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

**Závěr:** U žádné položky z kategorie **Osobní hygiena** se nepodařilo na zvolené hladině

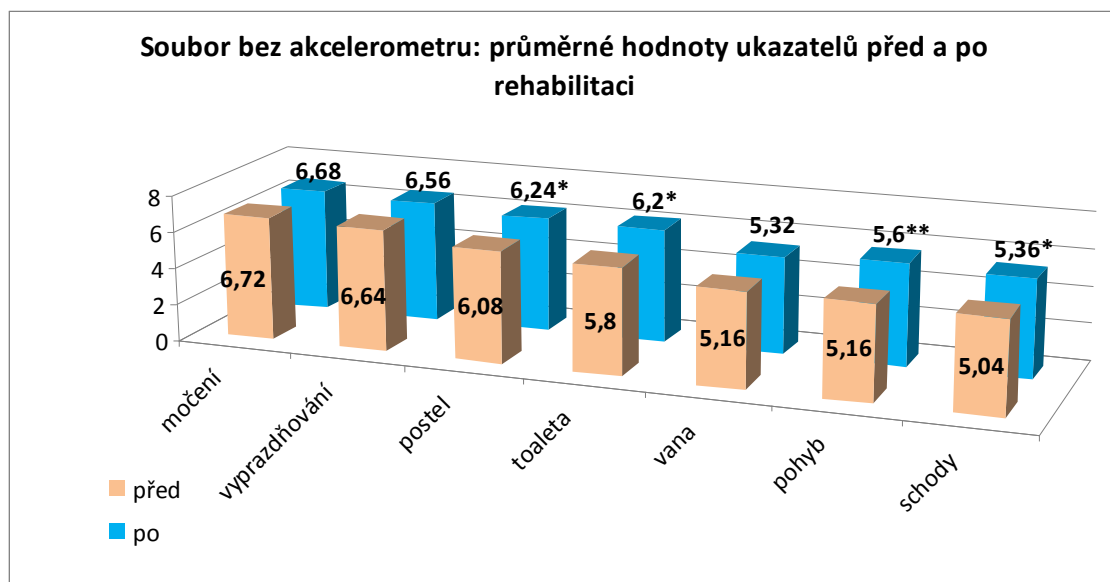
významnosti 0,05 prokázat statisticky významné zlepšení.

### Kategorie Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce

Kontrola sfinkterů		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Kontrola močení	Před	6,72	25	,737	1,000	0,317
	Po	6,68	25	,748		
Kontrola vyprazdňování	Před	6,64	25	1,075	1,000	0,317
	Po	6,56	25	1,121		
<b>Přesuny</b>						
Postel, židle, vozík	Před	6,08	25	1,152	2,000	0,046
	Po	6,24	25	1,200		
Toaleta	Před	5,80	25	1,225	2,428	0,015
	Po	6,20	25	1,155		
Vana sprchový kout	Před	5,16	25	1,405	1,265	0,206
	Po	5,32	25	1,464		
<b>Lokomoce</b>						
Chůze, jízda na vozíku	Před	5,16	25	1,491	2,840	0,005
	Po	5,60	25	1,443		
Schody	Před	5,04	25	1,541	2,530	0,011
	Po	5,36	25	1,524		

**Tabulka 22.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu u skupiny B



**Graf 22.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

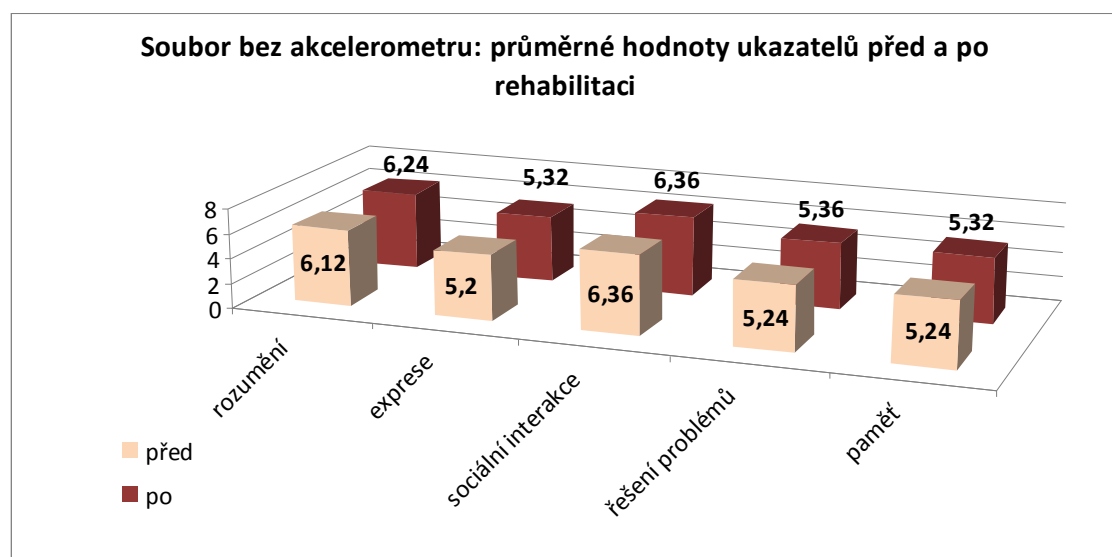
**Závěr:** Z výše uvedené tabulky je vidět, že se po rehabilitaci statisticky významně, na zvolené hladině významnosti 0,05 resp. 0,01, zvýšily položky kategorie **Přesuny** s výjimkou koupání a **obě** položky z kategorie **Lokomoce**. Neprokázalo se statisticky významné zlepšení u kategorie **Kontrola sfinkterů**.

### Kategorie Komunikace a Sociální schopnosti

<b>Komunikace</b>		průměr	n	směr. odchylka	TS Wilcoxon	p
Rozumění	Před	6,12	25	1,301	1,732	0,083
	Po	6,24	25	1,300		
Exprese	Před	5,20	25	1,633	1,732	0,083
	Po	5,32	25	1,600		
<b>Sociální schopnosti</b>						
Sociální interakce	Před	6,36	25	1,186	0,000	1,000
	Po	6,36	25	,995		
Řešení problémů	Před	5,24	25	1,451	1,342	0,180
	Po	5,36	25	1,319		
Paměť	Před	5,24	25	1,535	1,414	0,157
	Po	5,32	25	1,464		

**Tabulka 23.** Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu u skupiny B



**Graf 23.** Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.

Výsledek neparametrického Wilcoxonova testu u FIM testu.

**Závěr:** Na zvolené hladině významnosti 0,05 se nepodařilo prokázat zlepšení žádné z uvedených položek.

**Celkový závěr z aplikace FIM testu u souboru B (25 probandů):**

U souboru B (bez monitoringu pomocí akcelerometru) došlo po 4 týdenní intenzivní interprofesní rehabilitaci ke statisticky významnému **zlepšení pouze u 4 položek** FIM testu z **celkových 18 položek**.

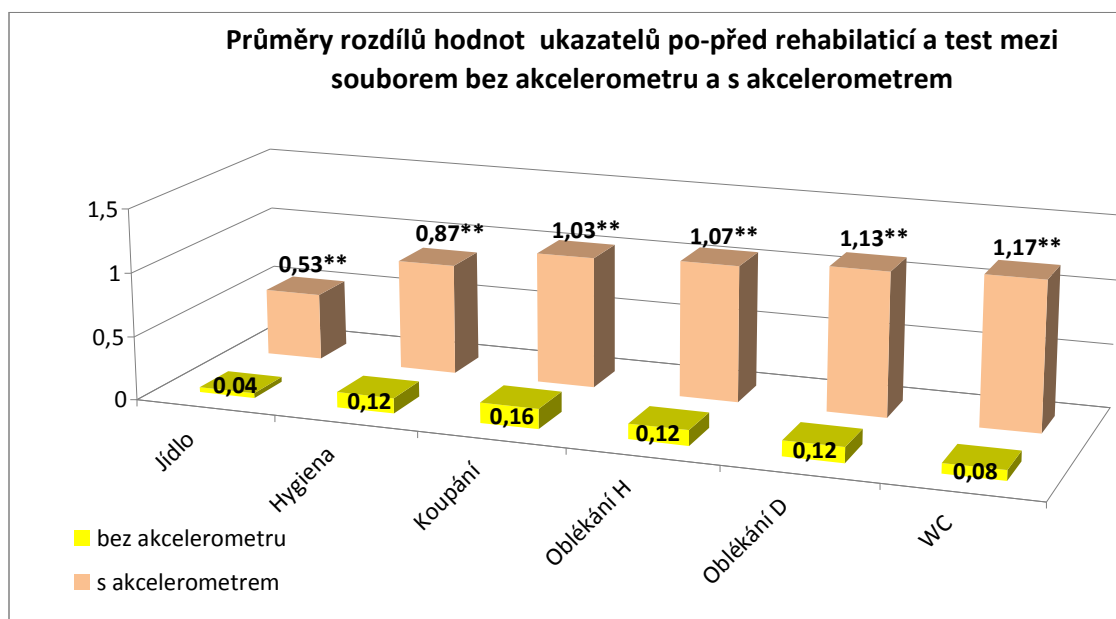
### 6.2.3 Výsledky FIM testu, hodnoty diferencí po-před rehabilitací: soubor A versus soubor B

Diference po-před	N	průměr	směrodatná odchylka	TS Mann-Whitney	p
PJ kontrola	25	,04	,351	252,5	0,010
PJ akcelerom.	30	,53	,819		
OH kontrola	25	,12	,332	205,0	0,001
OH akcelerom.	30	,87	,900		
K kontrola	25	,16	,554	203,0	0,001
K akcelerom.	30	1,03	1,129		
OH kontrola	25	,12	,332	191,0	0,001
OH akcelerom.	30	1,07	1,143		
OD kontrola	25	,12	,440	154,0	0,001
OD akcelerom.	30	1,13	1,137		
WC kontrola	25	,08	,277	180,5	0,001
WC akcelerom.	30	1,17	1,315		
KM kontrola	25	-,04	,200	252,5	0,001
KM akcelerom.	30	,33	,606		
KV kontrola	25	-,08	,400	324,5	0,164
KV akcelerom.	30	,10	,662		
PP kontrola	25	,16	,374	175,5	0,001
PP akcelerom.	30	1,00	,947		
PT kontrola	25	,40	,707	212,5	0,003
PT akcelerom.	30	1,07	,868		
PV kontrola	25	,16	,624	276,5	0,053
PV akcelerom.	30	,80	1,297		
CH kontrola	25	,44	,651	281,0	0,091
CH akcelerom.	30	1,00	1,287		
S kontrola	25	,32	,557	360,5	0,777
S akcelerom.	30	,50	,900		
R kontrola	25	,12	,332	365,5	0,818
R akcelerom.	30	,23	,858		
E kontrola	25	,12	,332	301,5	0,085
E akcelerom.	30	,50	,938		
SI kontrola	25	,00	,408	253,0	0,013
SI akcelerom.	30	,60	1,003		
RP kontrola	25	,12	,440	340,0	0,397
RP akcelerom.	30	,37	1,033		
PM kontrola	25	,08	,277	275,0	0,027
PM akcelerom.	30	,53	,937		

**Tabulka 24. Základní statistická charakteristika a výsledky Mann-Whitneyova testu, srovnání po a před rehabilitací, skupina A versus skupina B.**

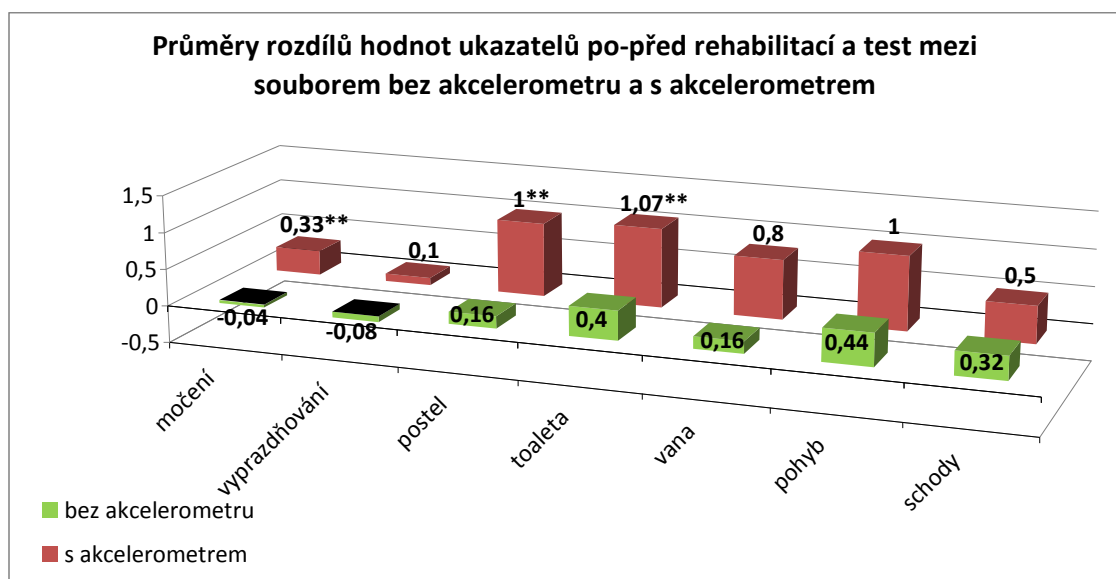
Vysvětlivky: PJ-příjem jídla, OH-osobní hygiena, K-koupání, OH-oblékání horní poloviny těla, OD-oblékání horní poloviny těla, WC-použití WC, KM-kontrola močení, KV-kontrola vyprazdňování, PP-přesuny postel, PT-přesuny toaleta, PV-přesuny vana, CH-chůze, S-schody, R-rozumění, E-exprese, SI-sociální interakce, RP-řešení problémů, PM-paměť

## Kategorie Osobní hygiena



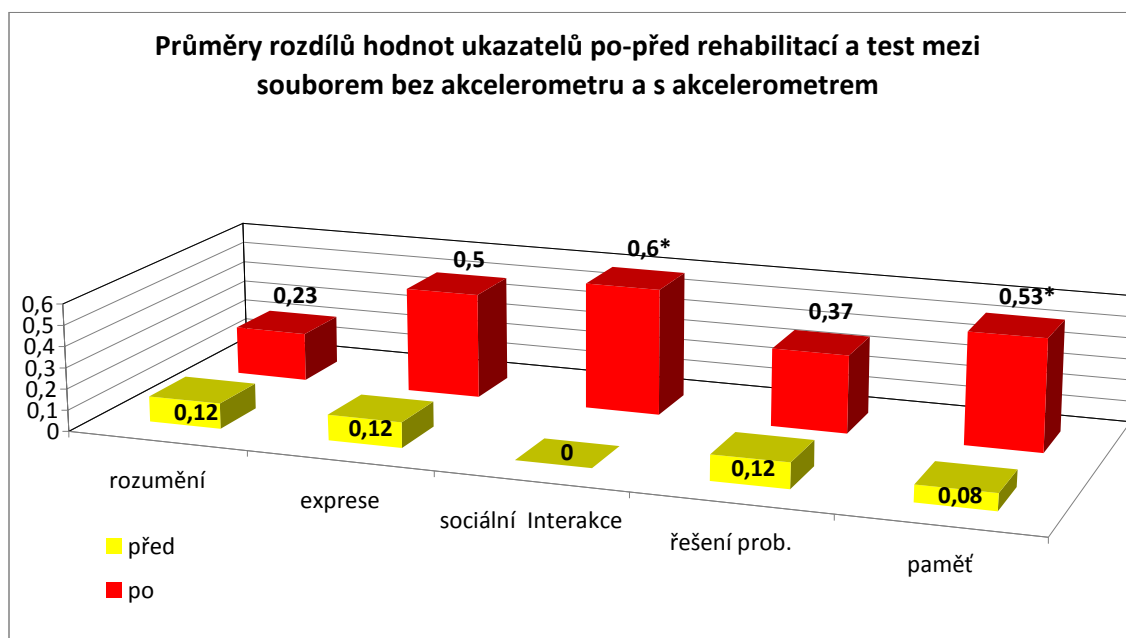
**Graf 24.** Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A.

## Kategorie Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce



**Graf 25.** Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A.

## Kategorie Komunikace a Sociální schopnosti



**Graf 26.** Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A.

**Závěr:** Zlepšení ve všech položek bylo vyšší u pacientů ze skupiny A (s akcelerometrem) než u skupiny B (bez akcelerometru). Statisticky významné zlepšení na zvolené hladině významnosti 0,05 resp. 0,01 resp. 0,001 bylo detekováno u **11 položek z celkových 18 položek**.

### 6.3 Výsledky Jebsen–Taylorova (JT) testu pro jemnou a hrubou motoriku

Výsledky byly získány aplikací JT testu u 55 probandů při vstupním vyšetření a následné kontrole, s časovým odstupem 4 týdnů. Testovaly se dva soubory, soubor A – s akcelerometrem, u 30 pacientů, u souboru B – bez akcelerometru, u 25 pacientů. U obou souborů byl proveden 2 x test Jebsen-Taylor s odstupem 4 týdnů. Testovala se zvlášť motorika dominantní i nedominantní horní končetiny. V případě, že proband úkol nezvládl, se daný výkon vůbec nehodnotil.

U všech položek JT testu byla provedeno:

1. Otestování každého souboru A i B zvlášť, zda se neliší časy před a po rehabilitaci.
2. Otestování změn v časech mezi souborem A a souborem B.

### 6.3.1 Výsledky JT testu - soubor A (s akcelerometrem)

		průměr	n	směrodatná odchylka	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Npsaní1	93,26	27	51,059	3,100	0,002
	Npsaní2	82,44	27	45,216		
Pár 2	Dpsaní1	73,11	18	52,868	3,246	0,001
	Dpsaní2	58,83	18	45,735		
Pár 3	Nkarty1	37,63	27	71,370	2,183	0,029
	Nkarty2	23,48	27	35,029		
Pár 4	Dkarty1	46,26	19	57,700	2,663	0,008
	Dkarty2	37,68	19	48,279		
Pár 5	Ndp1	36,58	26	63,815	1,999	0,046
	Ndp2	31,04	26	52,390		
Pár 6	Ddp1	53,53	19	46,934	2,559	0,010
	Ddp2	48,84	19	46,679		
Pár 7	Nsj1	40,85	27	60,216	1,820	0,069
	Nsj2	34,19	27	45,921		
Pár 8	Dsj1	74,55	20	75,511	2,969	0,003
	Dsj2	53,45	20	48,029		
Pár 9	Nhk1	27,23	26	46,455	2,032	0,042
	Nhk2	23,73	26	42,724		
Pár 10	Dhk1	55,53	19	68,852	0,567	0,571
	Dhk2	62,84	19	97,719		
Pár 11	Nvlp1	23,81	26	41,970	2,578	0,010
	Nvlp2	21,54	26	39,893		
Pár 12	Dvlp1	46,20	20	67,684	1,824	0,068
	Dvlp2	43,30	20	62,894		
Pár 13	Nvtp1	25,50	26	44,780	2,482	0,013
	Nvtp2	23,31	26	43,378		
Pár 14	Dvtp1	30,89	18	36,291	2,935	0,003
	Dvtp2	27,22	18	34,196		

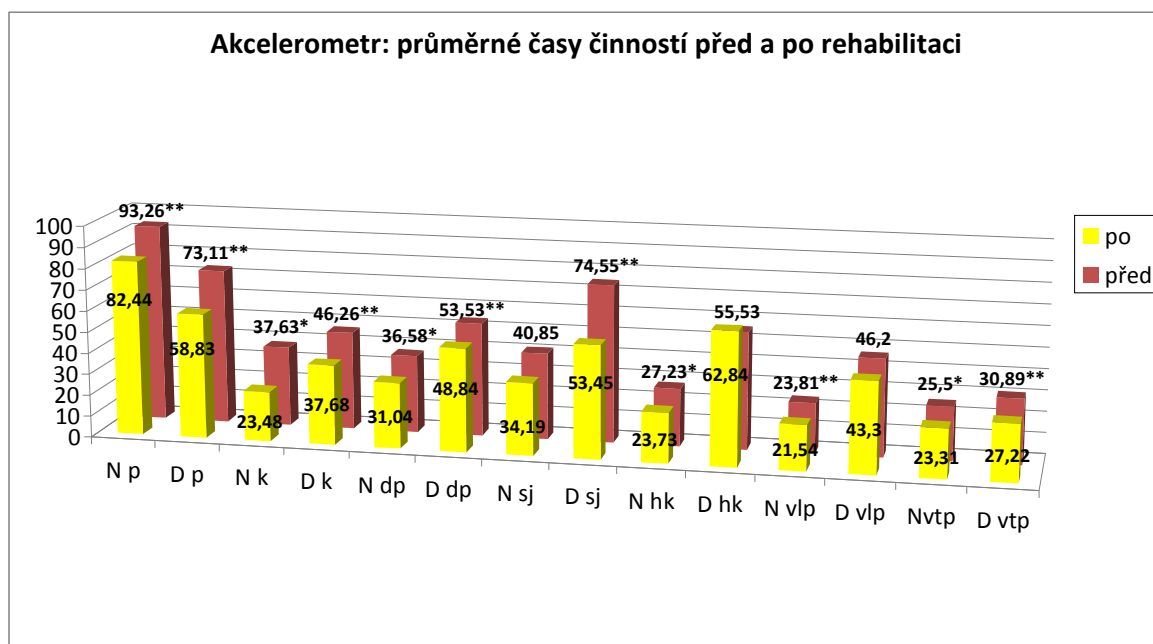
**Tabulka 25.** Základní statistická charakteristika změřených časů a výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry (po 4 týdnech rehabilitace versus před rehabilitací).

Vysvětlivky: N-nedominantní, D-dominantní, 1 před rehabilitací, 2 - po 4 týdnech rehabilitace, 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 resp. 0,01 resp. 0,001 zkrátil čas u všech ukazatelů s výjimkou času pro simulované jedení nedominantní



končetinou (0,1), dále zkrácení času u činnosti hrací kameny dominantní HK, a velké lehké předměty dominantní HK (0,1).



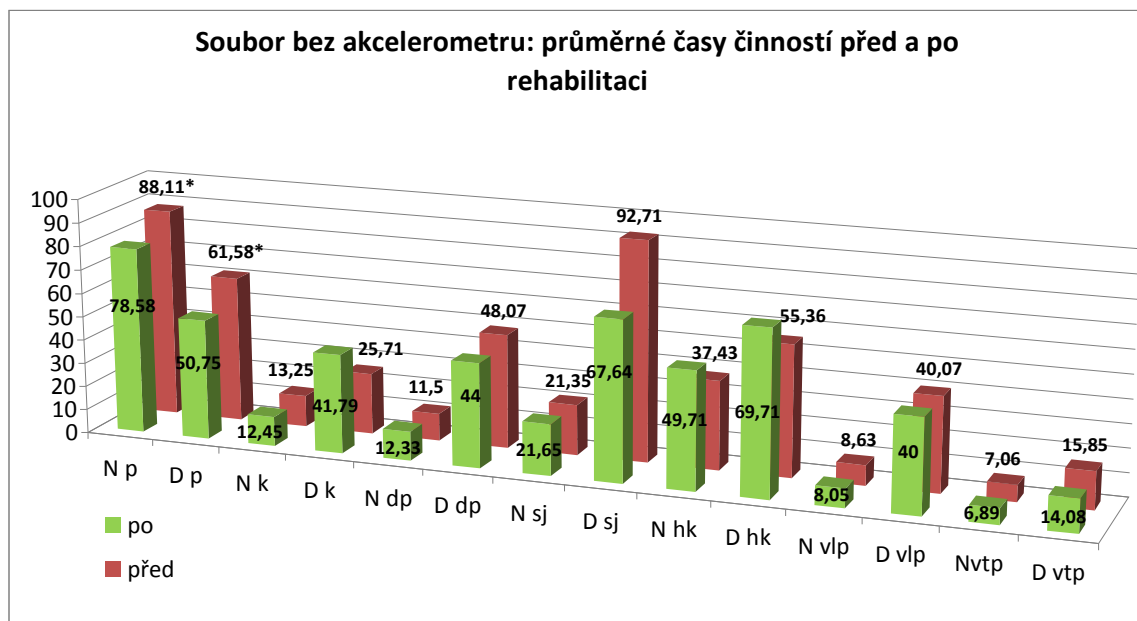
**Graf 27.** Průměrné časy testovaných činností před a po rehabilitaci u souboru A (s akcelerometrem).

### 6.3.2 Výsledky JT testu – soubor B (bez akcelerometru)

		průměr	n	směrodatná odchylka	TS Wilcoxon	p
Pár 1	Npsaní1	88,11	19	32,890	2,396	0,017
	Npsaní2	78,58	19	27,707		
Pár 2	Dpsaní1	61,58	12	54,085	2,142	0,032
	Dpsaní2	50,75	12	47,154		
Pár 3	Nkarty1	13,25	20	8,416	1,053	0,292
	Nkarty2	12,45	20	7,380		
Pár 4	Dkarty1	25,71	14	27,348	1,545	0,122
	Dkarty2	41,79	14	76,682		
Pár 5	Ndp1	11,50	18	6,905	0,000	1,000
	Ndp2	12,33	18	11,561		
Pár 6	Ddp1	48,07	14	58,563	1,654	0,098
	Ddp2	44,00	14	53,779		
Pár 7	Nsj1	21,35	20	16,017	0,020	0,984
	Nsj2	21,65	20	18,754		
Pár 8	Dsj1	92,71	14	137,908	1,890	0,059
	Dsj2	67,64	14	105,708		
Pár 9	Nhk1	37,43	21	74,022	0,105	0,916

	Nhk2	49,71	21	109,204		
Pár 10	Dhk1	55,36	14	77,368	0,039	0,969
	Dhk2	69,71	14	113,044		
Pár 11	Nvlp1	8,63	19	10,302	0,882	0,378
	Nvlp2	8,05	19	9,095		
Pár 12	Dvlp1	40,07	15	74,752	0,489	0,624
	Dvlp2	40,00	15	69,758		
Pár 13	Nvtp1	7,06	18	3,404	0,233	0,816
	Nvtp2	6,89	18	3,462		
Pár 14	Dvtp1	15,85	13	19,226	1,489	0,137
	Dvtp2	14,08	13	15,207		

**Tabulka 26.** Základní statistická charakteristika změřených časů a výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry (po 4 týdnech rehabilitace versus před rehabilitací).



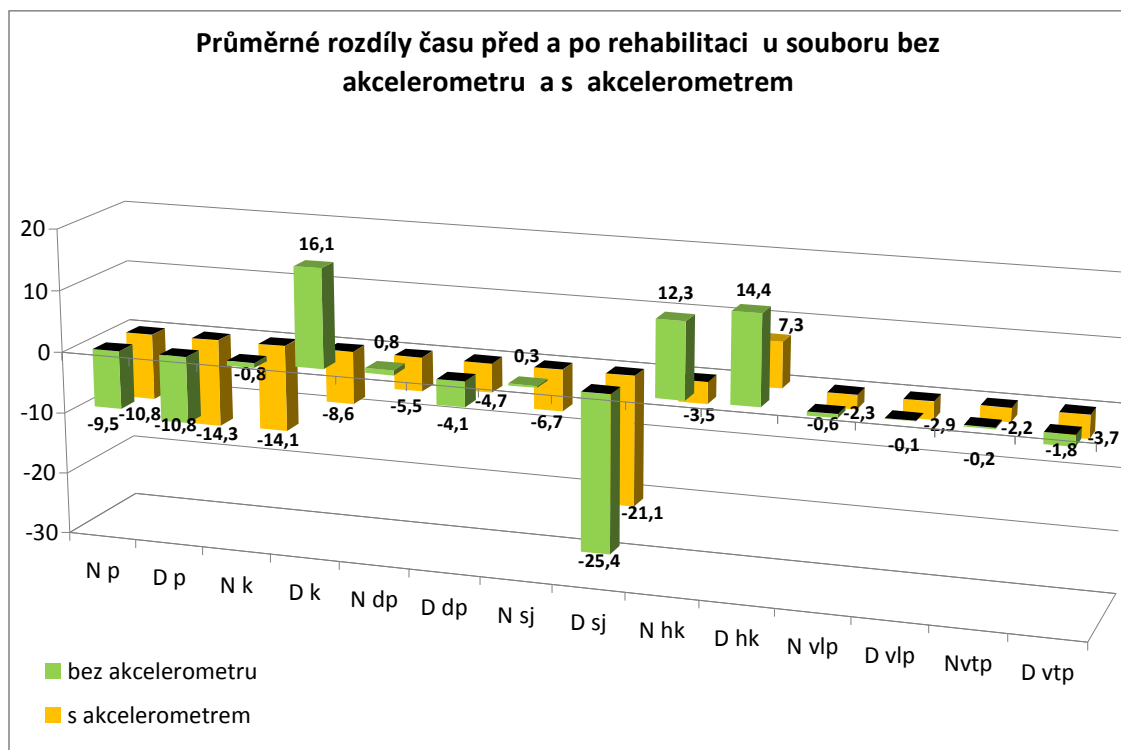
**Graf 28.** Průměrné časy testovaných činností před a po rehabilitaci u souboru B (bez akcelerometru).

**Závěr:** Po 4 týdnech se u skupiny B statisticky významně na zvolené hladině významnosti 0,05 snížily časy pouze u psaní.

### 6.3.3 Výsledky JT testu, hodnoty diferencí po-před rehabilitací: skupina A versus skupina B

Diference 2 - 1	n	průměr	směrodatná odchylka	TS Mann-Whitney	p
Npsaní kontrola	19	-9,5263	14,31149	241,5	0,738
	akcelerom.	27	-10,8148		
Dpsaní kontrola	12	-10,8333	15,37905	85,0	0,329
	akcelerom.	18	-14,2778		
Nkarty kontrola	20	-,8000	3,39659	232,0	0,409
	akcelerom.	27	-14,1481		
Dkarty kontrola	14	16,0714	78,84694	109,0	0,380
	akcelerom.	19	-8,5789		
Ndp kontrola	18	,8333	5,86365	176,5	0,163
	akcelerom.	26	-5,5385		
Ddp kontrola	14	-4,0714	24,49322	116,0	0,533
	akcelerom.	19	-4,6842		
Nsj kontrola	20	,3000	4,58946	215,0	0,234
	akcelerom.	27	-6,6667		
Dsj kontrola	14	-25,0714	65,70969	115,0	0,381
	akcelerom.	20	-21,1000		
Nhk kontrola	21	12,2857	41,55135	212,0	0,187
	akcelerom.	26	-3,5000		
Dhk kontrola	14	14,3571	48,63618	122,0	0,688
	akcelerom.	19	7,3158		
Nvlp kontrola	19	-,5789	1,98090	188,5	0,169
	akcelerom.	26	-2,2692		
Dvlp kontrola	15	-,0667	15,13495	121,5	0,339
	akcelerom.	20	-2,9000		
Nvtp kontrola	18	-,1667	1,42457	169,5	0,114
	akcelerom.	26	-2,1923		
Dvtp kontrola	13	-1,7692	4,34269	83,0	0,166
	akcelerom.	18	-3,6667		

**Tabulka 27.** Základní statistická charakteristika diferencí všech časů a výsledek neparametrického Mann-Whitneyova testu diferencí mezi kontrolním souborem (B) a experimentálním souborem (A).



**Graf 29.** Průměrné rozdíly testovaných činností po-před rehabilitací, test mezi souborem B a souborem A.

**Závěr:** Nepodařilo se prokázat na zvolené hladině významnosti 0,05, že by se lišily difference časů potřebných pro provedení testovaných činností (čas po 4 týdnech rehabilitace minus čas před rehabilitací) u souboru A a souboru B.

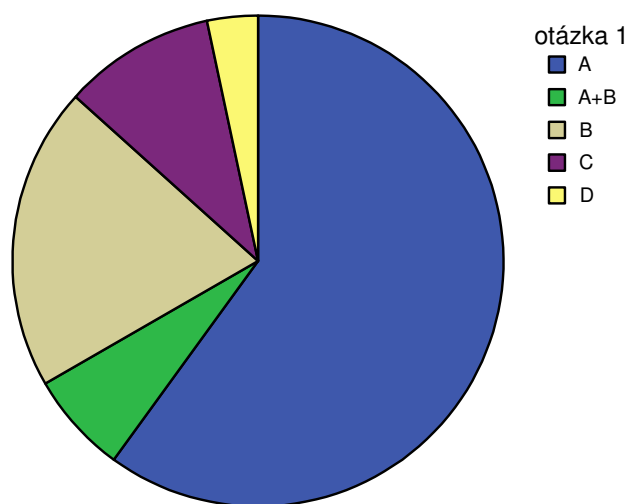
## 6.4 Výsledky získané vyhodnocením dotazníkového šetření u souboru pacientů monitorovaných pomocí akcelerometru

1) V čem bylo pro Vás monitorování pohybu pomocí akcelerometru (náramků) přínosné:

- a. Byl/a jsem více aktivní
- b. Naučil/a jsem se nové cviky z manuálu
- c. Zlepšila se moje soběstačnost
- d. Jiné:

	N	%	celková %
A	18	60,0	60,0
A+B	2	6,7	66,7
B	6	20,0	86,7
C	3	10,0	96,7
D	1	3,3	100,0
Total	30	100,0	

Tabulka 28. Odpověď na otázku č.1



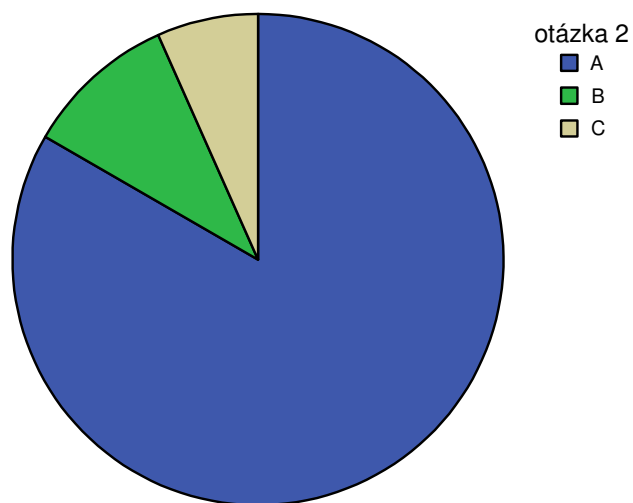
Graf 30. Grafické znázornění odpovědi č.1

**2) Nošení senzorů-náramků pro Vás bylo:**

- a. Nevadilo mi
- b. Snesitelné
- c. Nepříjemné
- d. Obtěžující

	N	%	celková %
A	25	83,3	83,3
B	3	10,0	93,3
C	2	6,7	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 29.** Odpověď na otázku č.2



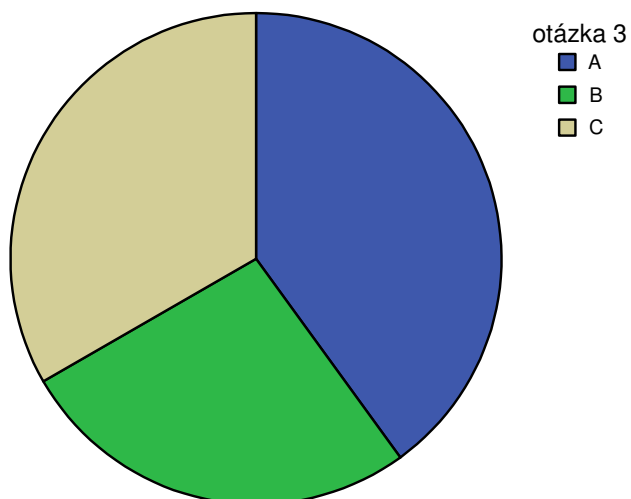
**Graf 31.** Grafické znázornění odpovědi č.2

### 3) Nasazení a sundání senzorů-náramků:

- a. Jsem zvládl/a zcela samostatně
- b. Jsem zvládl/a zcela samostatně, ale trvalo mi to delší dobu
- c. Jsem zvládl/a pouze s dopomocí druhé osoby

	N	%	celková %
A	12	40,0	40,0
B	8	26,7	66,7
C	10	33,3	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 30.** Odpověď na otázku č.3



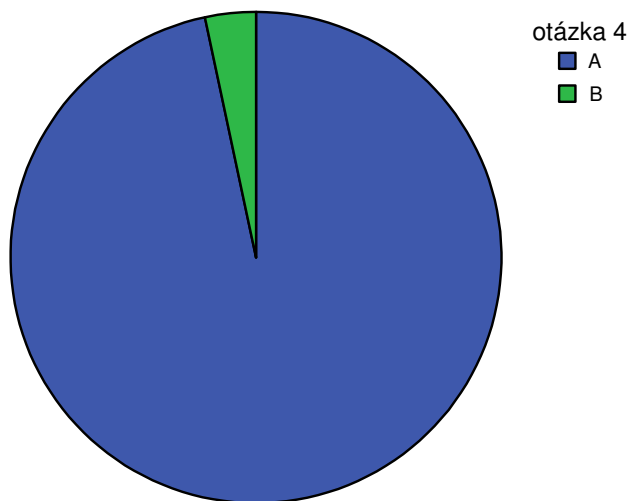
**Graf 32.** Grafické znázornění odpovědi č.3

**4) Byly informace, které jste dostal/a k projektu a používání náramků dostatečné?:**

- a. Ano
- b. Nebyly, uveďte, co jste postrádal/a:

	N	%	celková %
A	29	96,7	96,7
B	1	3,3	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 31.** Odpověď na otázku č.4



**Graf 33.** Grafické znázornění odpovědi č.4

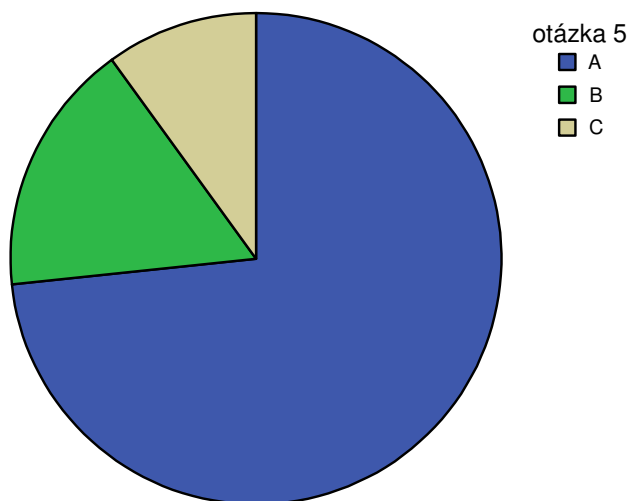


**5) Měl/a jste pocit, že jste s náramky tzv. pod dohledem?**

- a. Ano, byla to pro mě motivace k větší aktivitě
- b. Ano, bylo mi to nepříjemné
- c. Ne, neměl
- d. Jiné, uveďte jaké:

	N	%	celková %
A	22	73,3	73,3
B	5	16,7	90,0
C	3	10,0	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 32.** Odpověď na otázku č.5



**Graf 34.** Grafické znázornění odpovědi č.5

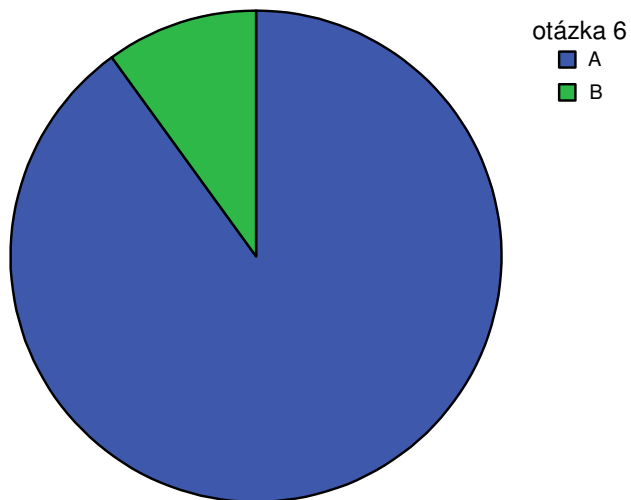
**6) Měl/a byste zájem se znovu zúčastnit měření pomocí náramků?**

a. Ano

b. Ne

	N	%	celková %
A	27	90,0	90,0
B	3	10,0	100,0
Total	30	100,0	

**Tabulka 33.** Odpověď na otázku č.6



**Graf 35.** Grafické znázornění odpovědi č.6

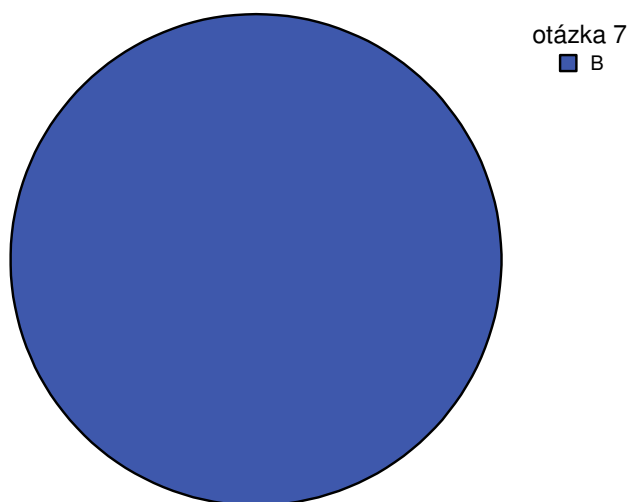
**7) Nastaly během měření komplikace s náramky?**

a. Ano – jaké:

b. Ne

	N	%	celková %
B	30	100,0	100,0

**Tabulka 34.** Odpověď na otázku č.7



**Graf 36.** Grafické znázornění odpovědi č.7

## 7 Diskuse

Hypotéza 1 byla potvrzena. Mechanismy plasticity mozku je možné aktivovat i několik let po poškození mozku pacienta při intenzivní interprofesní rehabilitaci.

Stanovený cíl byl splněn. Podařilo se prokázat, že pomocí objektivních funkčních metod lze ovlivnit pohybový vzorec paretické horní končetiny při intenzivní interprofesní rehabilitaci a to i několik let po poškození mozku. Porucha pohybového vzorce HK má výrazný vliv na celkový funkční stav pacientů, provádění běžných denních aktivit a možnost nezávislého plnohodnotného života v domácím prostředí.

Hypotéza 2 byla rovněž potvrzena. Monitoring pohybových funkcí v průběhu intenzivní interprofesní rehabilitace u pacientů s hemiparézou přispívá k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny.

Druhý stanovený cíl byl také splněn. Bylo prokázáno, že monitoring pohybových funkcí horních končetin u pacientů po poškození mozku vede k zlepšení motivace a tím k zlepšení pohybových funkcí.

Byly sledovány 2 skupiny pacientů, skupina A a skupin, kteří byli vybráni na základě vstupních kritérií. Ve skupině A bylo 30 pacientů, kteří byli monitorováni pomocí akcelerometru. Ve skupině B bylo 25 pacientů, u kterých se monitoring pomocí akcelerometru neprováděl. U obou skupin pacientů byly použity funkční testy, FIM test a JT test s časovým odstupem 4 týdnů vstupní a výstupní.

Celkem se tedy výzkumu zúčastnilo 55 indikovaných pacientů s centrální hemiparézou, všichni respondenti výzkum dokončili. Získané výsledky jsou statisticky zpracovatelné, žádná data nemusela být dodatečně ze studie odstraněna.

Nutným předpokladem pro účast pacientů ve studii se stal pozitivní výsledek vstupního psychologického a logopedického vyšetření. Bylo nezbytné, aby pacienti rozuměli instrukcím a byli schopni komunikovat se zdravotníky, porozumět smyslu a cílům rehabilitace.

Mezi vstupní kritéria patřila doba trvání onemocnění, úrazu a to minimálně 6 měsíců a déle, maximální hranice nebyla stanovena, a to úmyslně. Ukazuje se totiž, že je mnohem důležitější sledovat kritérium pozitivního vývoje funkčního potenciálu pacientů než dobu, která uplynula od onemocnění a úrazu (Goljar N. et al., 2010, Laxe S. et al., 2011, Zasler N.D., 2007).

Z účasti na výzkumu byli vyloučeni pacienti se závažnou poruchou čití (povrchového i hlubokého). Z klinického výzkumu aplikovaného u pacientů po poškození mozku (Lippert-

Gruener M. et Angerova Y., 2012) vyplývá, že při velmi těžké poruše čítí musí pacienti každý pohyb sledovat zrakem a dochází proto k časnému nástupu únavy. Pacienti s poruchou čítí dále špatně snáší přítomnost senzoru na zápěstí, protože ho necítí vůbec nebo minimálně.

Z objektivních funkčních metod byly vybrány dva funkční testy, FIM test a Jebsen-Taylor (JT) test. Oba testy patří mezi nejpoužívanější funkční standardizované testy v ČR, mají i přiměřenou časovou náročnost při vlastní aplikaci i následné administraci. Tyto testy jsou vhodné pro zachycení kvantitativních a kvalitativních změn v pohybovém vzorci parietické horní končetiny, ke kterým dochází vlivem rehabilitační intervence po 4 týdnech pobytu ve specializovaném denním stacionáři pro pacienty po poškození mozku (Vaňásková E., 2004, Hadraba I., 2006).

FIM test hodnotí funkční míru nezávislosti v 6 položkách, které hodnotí motorické, ale i psychosociální funkce v rámci vykonávání aktivit běžného denního života. Tyto položky pokrývají základní spektrum činností, při jejichž provádění lze vysledovat změny v pohybovém vzorci HK (Hamilton B.B. et al., 1991).

JT je standardizovaný test, který provádí analýzu úchopové funkce ruky. Test je zaměřen na hrubou a jemnou motoriku HK. Hodnotí se rychlost provedení u 7 vybraných činností (Jebsen R.H. et al., 1969).

## **Měření pomocí akcelerometru**

V této studii bylo jako sledované kritérium pro stanovení poruchy pohybového vzorce horní končetiny u pacientů po poškození mozku zvoleno kritérium celodenní pohybové aktivity HK. Detekce pohybu byla prováděna v závislosti na hodnocení efektu 4 týdenní intenzivní interprofesní rehabilitační intervence. Jednalo se o monitoring pohybové aktivity HK, parietické i neparietické.

Získané výsledky ukázaly po 4 týdenním pobytu ve specializovaném rehabilitačním denním stacionáři (měření 2) statisticky významně vyšší procento pohybové aktivity horní končetiny, parietické i neparietické, než před rehabilitací (měření 1).

Celodenní aktivita bylo kritérium, které se sledovalo po 2 týdny (první a poslední týden pobytu v denním stacionáři) od pondělí do pátku od 9:00 hodin do 16:00 hodin, celkem 7 hodin denně.

Zahraniční studie, které se věnují efektivitě terapeutické intervence u pacientů v chronické fázi po poškození mozku, lze dosáhnout pozitivních změn i za dobu trvání rehabilitačního

programu 2-4 týdnů. Uvádí se zde, že záleží na intenzitě, frekvenci, skladbě sestaveného rehabilitačního programu a individuálním přístupu k pacientům. (Tavernesse E. et al., 2013, Ferrante S. et al., 2011, Combs S. A., 2010). Jako zásadní se ukazuje nutnost postupovat úkolově a dávkovat zátěž individuálně do menších, ale častěji se opakujících celků (Cho K. H et Lee W.H., 2012, Spikman JM et al., 1999).

Mechanismy plasticity mozku mají široké rozpětí, ale cílený repetitivní trénink je výhodnější dávkovat v kratších intervalech (20 - 30 minut) s vyšší frekvencí (3 – 5x denně), aby organismus mohl regenerovat (Kolář P. et al., 2009, Lippert-Gruenerová M., 2010).

Pobyt v denním stacionáři intenzivně aktivizuje celý neuromuskulární aparát i CNS. Naše klinické zkušenosti potvrzují fakt, že, je nezbytné nejen mozek aktivizovat, ale zároveň podpořit regeneračně-reparační mechanismy mozku dostatečným a vhodně zvoleným druhem relaxace (Murray M. et al., 2008). Pacienti by měli relaxovat a odpočívat nejen v průběhu stacionáře, ale i v domácím prostředí.

V získaných výsledcích je důležitý i fenomén adaptace na zvyšující se fyzickou zátěž při každodenním 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 dalšího, navazujícího vědeckovýzkumného záměru, by se mohlo stát vypracování standardizovaných postupů, podle kterých by bylo možné zhodnotit tělesnou zdatnost u pacientů po poškození mozku.

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 podstatné motivovat pacienty. Ukazuje se, že při zapojení pozitivních emocí se silně aktivizuje plasticita mozku (Lazaridon A. et al., 2013, Brouwer WH et al., 2002). Tyto závěry potvrzuje náš výzkum, kdy jako motivační prvek byly využity konkrétní pohyby, které simulují běžné denní aktivity (viz. příloha č. 3 str. 129-132) a tudíž je má pacient hluboko inkorporován v mozkových strukturách.

V naší studii byla využita i forma motivace představovaná stálou přítomností senzorů a z toho plynoucí obavy pacientů, že jsou stále pod dohledem lékaře nebo terapeuta. Z tohoto důvodu se někteří pacienti, jak sami následně v dotazníku uváděli, více snažili zapojovat paretickou HK do běžných denních činností. Na základě našich zkušeností z této studie lze souhlasit

s označením senzoru jako virtuálního terapeuta (Altman J. et Bodlák I., 2012).

Důležitou součástí této vědecko výzkumné práce byla opakovaná instruktáž členů rehabilitačního týmu, pacientů i jeho rodiny. Shodné závěry uvádí i jiná pracoviště, kde se využívají akcelerometry, i když pro monitoring chůze (Muelbacher W. et al., 2002, Manns P., 2009). Naši pacienti také často zaměňovali pravý a levý senzor nebo prováděli se senzory denní hygienu, při které byly senzory v kontaktu s vodou poškozeny.

Jako klíčové se během studie ukázala možnost poskytnutí zpětné vazby pacientům formou barevné vizualizace výsledků z akcelerometru vnesených do grafu. Zpětná vazba poskytla pacientovi možnost zaznamenat i malé pozitivní změny v pohybovém vzorci, které by jinak vůbec nezjistil. Náš výzkum potvrdil, (Véle F., 2006, Hodics T. et al., 2006) že i malé změny pohybového vzorce (kvalitativní, kvantitativní) mohou způsobit výrazné zlepšení celkových funkčních schopností.

V současné době se pokračuje ve vývoji senzoru - akcelerometru, tak, aby se zlepšily parametry k praktickému použití. V současné době mají senzory zlepšené parametry, jsou lehčí, miniaturní, vodě odolné. Senzory lze také vybavit vizuálním a sluchovým čidlem, které poskytne zpětnou vazbu pacientům i ve formě zrakového a sluchového signálu (Bodlák I., 2010).

### **Aplikace FIM testu**

Test byl aplikován u 55 pacientů po poškození mozku při vstupním a následně výstupním vyšetření s časovým odstupem 4 týdnů v rámci pobytu v denním rehabilitačním stacionáři. Pacienti byli rozděleni do 2 skupin, 30 pacientů s monitoringem pomocí akcelerometru - skupina A, 25 pacientů bez akcelerometru - skupina B.

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.

## **Aplikace FIM testu u skupiny A-30 pacientů sledovaných pomocí akcelerometru**

U souboru A došlo po 4 týdenní intenzivní interprofesní rehabilitaci ke statisticky významnému **zlepšení u 15 položek FIM testu z celkových 18 položek.**

Z kategorie **Osobní hygiena** se statisticky významně zlepšily všechny položky (osobní hygiena, koupání, oblékání horní a dolní poloviny těla, příjem jídla). Tento výsledek je v souladu se závěry předních evropských odborníků (Burger H., 2009, Spikman JM et al., 1999), kteří uvádí, že zlepšování položek osobní hygieny úzce souvisí se zlepšováním motoriky horních končetin a jejich intenzivním repetitivním cíleným pohybovým tréninkem. Schopnost provádět samostatně osobní hygienu je nezbytná pro zachování soběstačnosti a nezávislosti pacientů.

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

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 terapeuti (DeJong G. et al., 2011), kteří dále uvádí, že terapii přesunů a lokomoce je věnována velká pozornost ve většině rehabilitačních zařízeních již od počátku 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 ke statisticky významnému zlepšení položky kontrola vyprazdňování. Klíčovou roli v ovlivnění svalů pánevního dna hraje určitě časový faktor, kdy se doporučuje pracovat s pacienty delší dobu, a to minimálně 3-6 měsíců a déle (Kolář P. et al., 2009).

V kategorii **Komunikace** nedošlo ke zlepšení pouze u položky rozumění, u které je nutná logopedická intervence po delší dobu, než jsou pouze 4 týdny (Zasler N.D. et al., 2007, Kolář P. et al., 2009). Celkový počet a frekvenci indikuje ošetřující rehabilitační lékař podle individuální potřeby konkrétního pacienta.

Z kategorie **Sociální schopnosti** (sociální interakce, řešení problémů, paměť) se statisticky významně nezlepšila pouze položka řešení problémů. Zlepšení obou položek (sociální interakce a paměti) 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, ale i po intenzivní pohybové léčbě se v posledním desetiletí prokazuje zlepšení kognitivních, fatických (citace).

Neméně důležitý je fenomén socializace. Pacienti se vzájemně motivují přítomností různě funkčně postižených pacientů, kteří mají různé životní osudy, ale řeší podobné problémy a mohou se vzájemně pozitivně ovlivňovat a podporovat. Získané výsledky studie potvrzují smutný fakt o sociální izolaci osob s disabilitou (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).

### **Aplikace FIM testu u skupiny B-25 pacientů bez akcelerometru**

U souboru B došlo po 4 týdenní intenzivní interprofesní rehabilitaci ke statisticky významnému **zlepšení pouze u 4 položek FIM testu z celkových 18 položek.**

Z kategorie **Osobní hygiena** se statisticky významně nezlepšily žádné položky (osobní hygiena, koupání, oblékání horní a dolní poloviny těla, příjem jídla) na požadované hladině významnosti 0,05.

Z kategorie **Kontrola sfinkterů, Přesuny a Lokomoce** se nezlepšily pouze položka koupání a kontrola sfinkterů.

Z kategorie **Komunikace a Sociální schopnosti** nedošlo ke statisticky významnému zlepšení u žádné položky.

### **Porovnání výsledků FIM testů mezi skupinou A a skupinou B, před a po rehabilitaci**

Porovnáním získaných výsledků aplikovaného FIM testu u skupiny A (30 pacientů s akcelerometrem) a skupiny B (25 pacientů bez akcelerometru) pomocí Mann-Whitneyova testu, se zjistilo, že došlo ke statisticky významnému zlepšení u 11 položek z celkových 18 položek FIM testu ve skupině A.

Tento závěr je překvapivý vzhledem k tomu, že průměrná doba od vzniku onemocnění, úrazu je u pacientů ze skupiny A 4,5 roku a u skupiny B pouze 1,8 let.

Teoreticky tedy větší potenciál ke zlepšování funkčních schopností, by měli mít pacienti ze skupiny B. Nicméně např. holandská studie z roku 2008, která se věnovala analýze stavu psychosociálních funkcí u 119 pacientů v chronické fázi CMP, uvádí, že právě období 1-3 let je kritické, protože dochází k častému zhoršování stavu. Toto zhoršení se přičítá nízké motivovanosti pacientů, kteří si právě v tomto období plně uvědomují závažnost svého funkčního stavu a nevěří v možnost návratu do původní kvality života. V tomto období navíc dochází i k rozpadu jejich původní rodiny, což vede k destrukci sociálních vazeb, sociální izolaci pacientů (Visser-Meily A. et al., 2008).

Jak ukazují naše výsledky, má klíčový význam pro zlepšování pacientů v chronické fázi onemocnění právě monitoring a zpětná vazba pomocí akcelerometru.

Jak ukázal náš výzkum, je vizualizace – objektivizace pro pacienty ojedinělou a efektivní možností pro získání reálného náhledu na jejich aktuální funkční stav.

### **Aplikace JT testu**

Test byl aplikován u 55 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 v časových limitech u 7 vybraných činností (psaní, otáčení karet, manipulace s drobnými předměty, manipulace s hracími kameny, simulované jedení, zvednutí lehkých předmětů, zvednutí těžkých předmětů).

### **Aplikace JT testu u skupiny A-30 pacientů sledovaných pomocí akcelerometru**

Po 4 týdnech pobytu v rehabilitačním denním stacionáři se statisticky významně na zvolené hladině významnosti **zkrátil čas u všech ukazatelů s výjimkou času pro simulované jedení, u činnosti hrací kameny, a u velkých lehkých předmětů.**

Tento závěr je překvapivý, protože za 4 týdny pobytu v denním stacionáři se nedalo očekávat, že by se zlepšil i časový faktor, který je ale výrazně limitující pro reálný funkční život pacientů. Jak ukázala pilotní studie francouzských kolegů (Dispa, D. a kol., 2013) je pro nácvik úchopu, jemné motoriky potřeba minimálně 8 týdnů. Naproti tomu jiná klinická studie (Combs SA et al., 2010) dokládá, že záleží při nácviku jemné motoriky na intenzitě prováděných cvičení a změny v pohybovém vzorci se nedají očekávat při intenzitě nižší než 4

hodiny individuálního tréninku denně.

Uvedené výsledky ukazují na pozitivní vliv akcelerometru na rychlost prováděných aktivit v rámci běžných denních činností.

### **Aplikace JT testu u skupiny B-25 pacientů bez akcelerometru**

Po 4 týdnech pobytu v rehabilitačním denním stacionáři se u skupiny B (bez akcelerometru) zvolené hladině významnosti 0,05 **zkrátil čas pouze u psaní**. Tyto výsledky se daly očekávat. Ke zlepšení, resp. zkrácení času u činnosti psaní došlo pravděpodobně proto, že se jedná o činnost, která je prováděná od útlého věku a je opakovaně během školní docházky a po celý zbytek života trénována a zdokonalována. Psaní je aktivita nezbytná pro jednání s úřady a finančními institucemi, kde je nezbytné se umět čitelně podepsat (Aprile I. et al., 2008).

### **Porovnání výsledků JT testů mezi skupinou A a skupinou B, před a po rehabilitaci**

Nepodařilo se prokázat na zvolené hladině významnosti 0,05, že by se lišily difference časů potřebných pro provedení testovaných činností (čas po 4 týdnech rehabilitace minus čas před rehabilitací) u souboru A a souboru B.

Tento 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.

### **Výsledky získané vyhodnocením dotazníkového šetření u souboru pacientů monitorovaných pomocí akcelerometru**

Výsledky získané vyhodnocením 26 otázek u pacientů skupiny A (celkem 30 pacientů), kteří uvedli, že kvůli monitoringu pomocí akcelerometru byly více aktivní a naučili se nové cviky.

Praktické používání akcelerometru pacientům nevadilo, ale 10 pacientů potřebovalo pomoc druhé osoby při manipulaci, resp. nandávání a sundávání náramků. Je tady nutné vymyslet lepší mechanismus pro uchycení senzorů. Pouze jeden pacient nepokládal sdělení informace o studii a fungování akcelerometru za dostatečné.

Celkem 22 pacientů mělo při nošení senzorů pocit, že jsou tzv. pod dohledem, což pozitivně zvyšovalo jejich motivaci k vyšší aktivitě a spolupráci při rehabilitaci.

S komplikacemi se nesetkal žádný z pacientů a dokonce 27 z nich je ochotných se zúčastnit studie opakovaně.

Využití akcelerometrů pro monitoring pohybové aktivity paretické horní končetiny u pacientů po poškození mozku je inovativní, jedná se o unikátní využití, které vyžaduje stanovení vstupních kritérií. Rešerše prací publikovaných o klinickém využití akcelerometrů za posledních 10 let uvádí, že byly používány především pro monitoring chůze, hodnocení stability stoje, chůze a pohybové aktivity dolních končetin (Culhane K.M. et al., 2005, Gebruers N. et al., 2010).

V naší studii jsme došli k opačnému závěru než autoři (Manns, P.J., 2009, Cameron J. et al., 2012, Knutson JS et al., 2007), kteří tvrdí, že hranice pro dosažení výraznějších změn ve funkčním potenciálu pacientů po poškození mozku je maximálně 1-2 roky. Naopak naše studie potvrzuje závěry odborníků (Coetzer R. et Rushe R., 2004, Dispa D. et al., 2013, Tanaka N. et al., 2012), kteří uvádí, že pacienti po poškození mozku mají potenciál ke zlepšování funkčních schopností i více let po vzniku onemocnění, úrazu.

Jak se v průběhu aplikace akcelerometru ukázalo, je výhodný hlavně pro jednoduchou manipulaci, nízkou hmotnost, finanční nenáročnost, možnost pohybu sledování online, využití zpětné vazby pro pacienta, možnost uchování informací pro porovnání při další kontrole pacienta. Neocenitelný je zpětnovazební mechanismus pro pacienty, kteří se často mylně domnívají, že paretickou končetinu dostatečně využívají, ale z grafického záznamu zjistí, že ruku zapojovali minimálně, pouze několikrát za den (Bartolo M. et al., 2012).

Pacienti bez akcelerometru absolvovali během stacionáře stejnou pohybovou léčbu, ale podle výsledků lze předpokládat, že mimo stacionář svou postiženou HK prakticky nezapojovali. Výzkum u hemiparetických pacientů pomocí dotazníkového šetření ukázal, že reálně cvičí doma po instruktáži pouze 10-17% pacientů po poškození mozku (Cho, KH et al., 2012).

Prof. Gerstenbrand již v roce 1967 (Gerstenbrand F., 1972, Deisenhaller E. et Gerstenbrand F. et al., 1967) tvrdil, že s pacienty po cévní mozkové příhodě je třeba intenzivně pracovat i více než 5 let po vzniku onemocnění. Poukazoval na fakt, že pokud tito pacienti spolupracují s rehabilitačními odborníky, fyzioterapeuty dochází ke zlepšování jejich motorických funkcí na paretické straně těla.

Naproti tomu, některé ještě některé studie z 90. let 20. století uváděly, že s pacienty po poškození mozku, kteří jsou v chronické fázi onemocnění, nemá smysl pracovat po delší dobu než jsou 1-2 roky. Hovoří se o tzv. „uzavření rehabilitačního okna“ (Mozzoni MP et al.,

1996).

Jiná studie uvádí, že (Tavernese E. et al., 2013) je třeba stále objevovat nové inovativní a objektivní funkční metody, které zefektivní a podpoří výsledek rehabilitační intervence u chronických pacientů s poškozením mozku.

Dlouhodobým cílem rehabilitace je dosažení fyziologické normy, původních funkčních schopností pacientů. To často ale není možné, a lze proto pouze zmírnit funkční následky a optimálně se co nejvíce přiblížit k fyziologickému stavu. U pacientů s těžkým postižením je klíčové, zda jsme schopni jim zajistit důstojný život v jejich rodinném prostředí.

## 8 Závěr

Ve 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 domácím prostředí.

U souboru pacientů, kteří byli monitorováni pomocí akcelerometru, došlo k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny. Akcelerometr plní roli virtuálního terapeuta a pacienti mají proto pocit stálé kontroly. Motivaci pacientů ke spolupráci výrazně zvyšuje možnost grafické vizualizace pohybů horní končetiny. Pacienti mohou sledovat i minimální pozitivní změny pohybové funkce paretické horní končetiny prostřednictvím záznamu vytvořeného z naměřených dat z akcelerometru.

Výsledky tohoto výzkumu dokládají, že lze aktivovat mechanismy plasticity mozku i více let po poškození mozku, pokud je rehabilitační intervence intenzivní, interprofesní a dlouhodobá. Uvádí se tzv. rehabilitační okno, které je otevřeno maximálně po dobu 1-2 let od vzniku onemocnění nebo úrazu. Tato práce je dokladem toho, že zmíněné „okno“ je otevřeno po delší dobu a je velice individuální, proto má smysl s pacienty pracovat kontinuálně a dlouhodobě, dokud se jejich funkční potenciál vyvíjí, zlepšuje.

## 9 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 chronických pacientů po poškození mozku obtížně sleduje a těžko objektivizuje pro svoji individuální variabilitu a trojrozměrnost, je pohyb, pohybový vzorec. Funkce horní končetiny je zásadní pro každodenní fungování, soběstačnost člověka a aktivaci plasticity mozku. V této práci se vychází z patologicko-patofyziologických změn pohybového vzorce horní končetiny, které vznikají po poškození mozku, kdy dochází ke vzniku centrální parézy.

Výsledky práce potvrzují stanovené hypotézy, že mechanismy plasticity mozku je možné aktivovat i několik let po poškození mozku při intenzivní interprofesní rehabilitaci a také, že monitoring pohybových funkcí v průběhu intenzivní interprofesní rehabilitace u pacientů s hemiparézou přispívá k výraznějšímu zlepšení pohybového vzorce paretické horní končetiny.

Využití akcelerometru umožní navíc monitorovat pacienty i na dálku, v jejich domácím prostředí, a sledovat tak, jak intenzivní je jejich pohybová aktivita doma.

Monitoring pomocí akcelerometru přináší možnost využití principů zpětné vazby a zároveň zvýšení motivace pacientů při pohybové léčbě, což může přispět ke zkrácení doby hospitalizace, snížení počtu ambulantních terapií.

Vybrané objektivní funkční testy (FIM test, Jebsen-Taylor test) mohou prokázat pozitivní změny v pohybovém vzorci paretické horní končetiny po intenzivní interprofesní rehabilitaci i několik let po poškození mozku.

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, 3 D videografii) a ve spolupráci 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. ANDELIC, N., et al. Does an early onset and continuous chain of rehabilitation improve the long-term functional outcome of patients with severe traumatic brain injury? *Journal of Neurotrauma*. 2012, vol. 29, issue: 1, s. 66-74.
5. ANGEROVÁ, Y., et al. Neurorehabilitace. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2010, roč. 73, vol. 106, no. 2, s. 131-135.
6. APRILE, I., et al. Effects of rehabilitation on quality of life in patients with chronic stroke. *Brain Injury*. 2008, vol. 22, issue: 6, s. 451-456.
7. AURIAT, AM, COLBOURNE, F. Delayed rehabilitation lessens brain injury and improves recovery after intracerebral hemorrhage in rats. *Brain Research*. 2009, vol. 1251, s. 262-268.
8. BAMBERG, S. J., et al. *Gait analysis using a shoe – integrated wireless sensor system*. *IEEE Transaction on 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](http://resenv.media.mit.edu/pubs/pápera/2008-07_ieee-titb_gaitshoe.pdf)> [cit. 2010-2-1].



9. BAREŠ, M. Nové trendy v transkraniální magnetické stimulaci. *Neurologie pro praxi*. 2008, vol. 9 no. 2, s. 79–82.
10. BARTOLO, M., et al. Early rehabilitation after surgery improves functional outcome in inpatients with brain tumours. *Journal of Neuro-Oncology*. 2012, vol. 107, issue: 3, s. 537-544.
11. BOHANNON, R., et al., Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*. 1987, vol. 67, no. 2, s. 206-207.
12. 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. 5, no. 4, s. 405-414.
13. BROUWER, WH., et al. Attention and driving in traumatic brain injury: a question of coping with time-pressure. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*. 2002, vol. 17, issue: 1, s. 1-15.
14. BURGER, H. Return to work after limb amputations. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2009, vol. 32, s. 72-72.
15. 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.
16. 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.
17. 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].

18. 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.
19. CATTANEO, L., RIZZOLATTI, G. The mirror neuron system. *Arch. Neurol.* 2009, vol. 66, issue: 5, s. 557-560.
20. COETZER, R., RUSHE, R. Post-acute rehabilitation following traumatic brain injury: are both early and later improved outcomes possible? *International Journal of Rehabilitation Research*. 2005, vol. 28, issue: 4, s. 361-363.
21. COMBS, SA., et al. Effects of an intensive, task-specific rehabilitation program for individuals with chronic stroke: A case series. *Disability and Rehabilitation*. 2010, vol. 32, issue: 8, s. 669-678.
22. CULHANE, K. M., et al. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing*. November 2005, vol. 34, no. 6, s. 556-560.
23. 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.
24. 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.
25. DEISENHA, E. et GERSTENBRAND, F. et al. Post-traumatic focal EEG activity in correlation with direction of blow to head. *Neurophysiology*. 1967, vol. 23, issue: 2, s. 185-187.
26. 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.
27. DISPA, D., LEJEUNE, T., THONNARD, JL. The effect of repetitive rhythmic precision grip task-oriented rehabilitation in chronic stroke patients: a pilot study.

- International Journal of Rehabilitation Research*. 2013, vol. 36, issue: 1, s. 81-87.
28. DOHLE, C., et al. Mirror therapy promotes recovery from severe hemiparesis: a randomized controlled trial. *Neural Repair*. 2009, vol. 23, no. 3, s. 209-217.
29. DOIDGE, N. *The brain that changes itself*. New York: Penguin Books. 2007, s. 427.
30. 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.
31. 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.
32. ELBERT, T., ROCKSTROH, B. Reorganization of human cerebral cortex: the range of changes following use and injury. *Neuroscientist*. 2004, vol. 10, issue: 2, s. 129-141.
33. ELDAR, R., et al. Rehabilitation Medicine in countries of Central /Eastern Europe. *Disability and Rehabilitation*. 2008, vol. 30, no. 2, s. 134-141.
34. EUROSTAT, WHO 2000.
35. EVANS, CC., et al. Evaluation of an interdisciplinary team intervention to improve therapeutic alliance in post-acute brain injury rehabilitation. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*. 2008, vol. 23, issue: 5, s. 329-338.
36. FERRANTE, S., et al. A biofeedback cycling training to improve locomotion: A case series study based on gait pattern classification of 153 chronic stroke patients. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2011, vol. 8, no. 47, s. 147-156.
37. 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.

38. GEBRUERS, N., et al. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry – based measures. *Physical Medicine and Rehabilitation*. February 2010, vol. 91, s. 288-297.
39. GERSTENBRAND, F., et al. Prognosis of severe, compound, frontal head-injuries. *Neurochirurgia*. 1973, vol. 16, issue: 6, s. 204-211.
40. GJELSVIK, B. *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Germany: Thieme. 2008, ISBN 978-3-13-145451-5, s. 231.
41. 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.
42. GOLJAR, N., et al. Functioning and disability in stroke. *Disability and Rehabilitation*. 2010, vol. 32, no.1, s. 50-58.
43. 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.
44. 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].
45. 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.
46. 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.
47. 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.

48. HODICS, T., et al. Functional imaging of intervention effects in stroke motor rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol. 87, issue: 12, Suppl. 2, s. 36-42.
49. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*, 1.část. 1. vydání. Praha: Karolinum. 2007, ISBN 978-80-246-1294-2, s. 115.
50. CHANG, JJ, et al. Effects of robot-aided bilateral force-induced isokinetic arm training combined with conventional rehabilitation on arm motor function in patients with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007, vol. 88, issue: 10, s. 1332-1338.
51. CHO, KH., LEE, WH. Effects of inpatients rehabilitation on functional recovery of stroke patients: a comparison of chronic stroke patients with and without cognitive impairment. *Journal of Physical Therapy Science*. 2012, vol. 24, issue: 3, s. 245-248.
52. IN, TS., et al. Virtual reality reflection therapy improves motor recovery and motor function in the upper extremities of people with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*. 2012, vol. 24, issue: 4, s. 339-343.
53. JANURA, M. et MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, vol. 10, s. 30-31.
54. 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.
55. JONSDOTTIR, J., et al. Task oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2010, vol. 24, issue: 5, s. 478-485.
56. KANDEL, E. R. The molecular biology of memory storage: a dialogue between genes and synapses *Science*. 2000, vol. 294/5544, s. 1030–1038.

57. KAPANDJI, I. A. *The physiology of joints* (vol. I). London, Churchill Livingstone. 1975, vol. 1, ISBN 978-3-13-138281-8, s. 789.
58. KARANTONIS, DM., 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.
59. KAWADA, T., et al. Activity and sleeping time monitored by an accelerometer in rotating shift workers. *Work*. 2008, vol. 30, s. 157-160.
60. 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.
61. 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].
62. KNUTSON, JS., et al. Improving hand function in stroke survivors: A pilot study of contralaterally controlled functional electric stimulation in chronic hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007, vol. 88, issue: 4, s. 513-520.
63. KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén. 2009, ISBN 978-80-7262-657-1, s. 713.
64. KOLÁŘOVÁ, B., et al. Fyzioterapie formou hry u pacientů po iktu. *Profese on-line*. 2012, ročník V/2, s. 50-53.
65. KOUBKOVÁ, D. Ergoterapie – důležitá součást ucelené rehabilitace, *Sestra*. 2009, č.5, s. 49.
66. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*, Nakladatelství TRITON. 2002, ISBN 80-7254-292-3, s. 143-146.

67. 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.
68. LAWEK, MD., et al. Use of visual and proprioceptive feedback to improve gait speed and spatiotemporal symmetry following chronic stroke: a case series. *Physical Therapy*. 2012, vol. 92, issue: 5, s. 748-756.
69. 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.
70. LAZARIDON, A., et al. fMRI as a molecular imaging procedure for the functional reorganization of motor systems in chronic stroke. *Molecular Medicine Reports*. 2013, vol. 8, issue: 3, s. 775-779.
71. 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.
72. LIESKER, JJW., et al. Cognitive performance in patients with COPD. *Respiratory Medicine*. 2004, vol. 98, issue: 4, s. 351-356.
73. 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.
74. LIPPERT-GRUENER, M. Outcome of sever brain injury and polytrauma. *European Journal of Neurology*. 2011, vol. 18, no. 2, s. 441-441.
75. 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.
76. 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.

77. 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.
78. 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.
79. 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.
80. 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.
81. MANNING, P. J. Ambulatory activity of stroke survivors: Measurement options for dose intensity, and variability of activity. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 864-867.
82. 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.
83. MAYER, M., HLUŠTÍK, P. Ruka u hemiparetického pacienta. *Rehabilitácia*. 2004, vol. 41, no. 1, s. 9-13.
84. 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.



85. MENZ, H. B., LORD, S. R., FITZPATRICK, R. C. Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*. 2003, vol. 32, s. 137-142.
86. Ministerstvo zdravotnictví České republiky. *Věstník MZ ČR* z 1. března 2010, částka 2, s. 15.
87. MORILLO, D. S., et al. An Accelerometer-based device for sleep apnoea screening. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2010, vol. 14, s. 491-499.
88. 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. 357–386.
89. MOZZONI, MP, BAILEY, JS. Improving training methods in brain injury rehabilitation. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*. 1996, vol. 11, issue: 1, s. 1-17.
90. MUELBACHER, W., et al. Improving hand function in chronic stroke. *Archives of neurology*. 2002, vol. 59, s. 1278.
91. MURRAY, MM. Plasticity in representations of environmental sounds revealed by electrical neuroimaging. *Neuroimage*. 2008, vol. 39, no. 2, s. 847-856.
92. MYINT, M., et al. Used of constraint-induced movement therapy in Chinese stroke patients during the sub-acute period. *Hong Kong Medical Journal*. 2008, vol. 14, no. 5 s. 40-42.
93. 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.
94. 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.

95. NUDO, J. RANDOLPH. Adaptivní plasticity v motorickém kortexu: Implikace pro rehabilitaci po poškození mozku. *Rehabilitation Medicine*. 2003, vol. 4, s. 7-10.
96. 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.
97. 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.
98. PAPOUŠEK, J. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě, *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře*. 2010, roč. 2, č. 4, s. 145-149.
99. 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.
100. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*. Brno: CERM. 2003, ISBN 80-7204-312-9, s. 55-78.
101. PINTER, D., et al. Exploratory study on the effects of a robotic hand rehabilitation device on changes in grip strength and brain activity after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2013, vol. 20, issue: 4, s. 308-316.
102. 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.
103. RAKÚS, A. Neuroplasticita. *Neurologie pro praxi*. 2009, vol. 10, no. 2, s. 83–85.
104. RAND, D., et al. How active are people with stroke?: Use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 163-168.

105. RINEHART, J. K., et al. Arm use after left or right hemiparesis is influenced by hand preference. *Stroke*. 2009, vol. 40, s. 545-550.
106. 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.
107. SPIKMAN, JM., et al. Recovery versus retest effects in attention after closed head injury. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*. 1999, vol. 21, issue: 5, s. 585-605
108. STEINERT, Y. Learning together to teach together: Interprofessional education and faculty development. *Journal of Interprofessional Care*. 2005, vol. 19, no. 1, s. 60-75.
109. 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.
110. ŠVESTKOVÁ O., et al. Functioning and disability in traumatic brain injury. *Disability and Rehabilitation*. 2010, vol. 32, s. 68-77.
111. SVOZÍLKOVÁ, P. *Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin*. Praha, Magisterská práce, Karlova univerzita, 1. lékařská fakulta. 2011, s. 76.
112. ŠVESTKOVÁ, O. Rehabilitace v České republice. *EuroRehab*. 2002, roč. 7, č. 4, s. 220-223.
113. ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., BRTNICKÁ, P. Practical using of ICF of patients after TBI, *International Journal of Rehabilitation Research*. 2007, vol. 30, no. 1, s. 33-34.
114. 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.

115. 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.
116. 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.
117. 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.
118. ŠVESTKOVÁ, O., PFEIFFER, J. Funkční hodnocení (diagnostika) v rehabilitaci. *Praktický lékař* 89. 2009, vol. 5, s. 268-271.
119. TANAKA, N., et al. Effects of gait rehabilitation with a footpad-type locomotion interface in patients with chronic post-stroke hemiparesis: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*. 2012, vol. 26, issue: 8, s. 686-695.
120. TAUB, E., et al. Chronic motor deficit after stroke. *Archiv of Physical Medicine Rehabilitation*. 1993, vol. 74, s. 347-354.
121. TAVERNESE, E., et al. Segmental muscles vibration improves reaching movement in patients with chronic stroke. A randomized controlled trial. *Neurorehabilitation*. 2013, vol. 32, issue: 3, s. 591-599.
122. TROJAN, S., POKORNÝ, J. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské Listy* 98. 1997, č. 12, s. 667-673.
123. TROJAN, S., POKORNÝ, J. Theoretical aspects of neuroplasticity. *Physiological Research*. 1999, vol. 48, s. 87-97.

124. 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.
125. 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.
126. VAN DER LEE, J. H., et al. Constraint-induced movement therapy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999, vol. 80, s. 1606-1606.
127. VAN DER LEE, J. H., et al. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients - Results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke*. 1999, vol. 30, s. 2369-2375.
128. VAN DER NAALT, J., et al. Acute behavioural disturbance related to imaging studies and outcome in mild –to- moderate head injury. *Brain Injury*. 2000, vol. 14, issue: 9, s. 781-788.
129. 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.
130. 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.
131. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton. 2006, ISBN 80-7254-837-9, s. 375.
132. 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](http://is.muni.cz/th/208036/fi_b/bc.pdf)>[cit. 2012-8-5].

133. VISSER-MEILY, A., et al., Psychosocial functioning of spouses in the chronic phase after stroke: Improvement or deterioration between 1 and 3 years after stroke? *Patient Education and Counseling*. 2008, vol. 73, issue: 1, s. 153-158.
134. VOJÁČEK, A. Akcelerometry – integrované snímače od AD, 06. 02. 2005. Dostupné z WWW: <<http://www.automatizace.hw.cz/view.php?cislocianku=2005020601>> [cit. 2007-05-30].
135. VOS, PE., et al. Mild traumatic brain. *European Journal of Neurology*. 2012, vol. 19, issue: 2, s. 191-198.
136. VYSKOTOVÁ, J. Využití dlahování v rehabilitaci ruky, Dostupné z WWW: <[http://www.osu.cz/zsf/sbornik/prisp\\_47/sld001.htm](http://www.osu.cz/zsf/sbornik/prisp_47/sld001.htm)> [cit. 2012-1-1].
137. 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.
138. WASSERMANN, E. M., TORMOS, J. M., PASCUAL-LEONE, A. Finger movements induced by transcranial magnetic stimulation change with hand posture, but not with coil position. *Human Brain Mapping*. 1998, vol. 6, issue: 5-6, s. 390-393.
139. WHO. *Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví*. 1. vydání, Praha: Grada Publ. 2009, ISBN 978-80-247-1587-2, s. 280.
140. WIDIMSKÝ, J., LEFFLEROVÁ, K. *Zátěžové testy v kardiologii*. 2. vydání. Praha: Triton. 2003, ISBN 80-7254-373-3, s. 200.
141. 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

JT - Jebsen–Taylor test

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 končetina



## Seznam obrázků

Obrázek 1. Model koordinované rehabilitace u pacienta po poškození mozku .....	16
Obrázek 2. Fázový model rehabilitace .....	16
Obrázek 3. Korová reprezentace ruky v zobrazení funkční magnetickou rezonancí.....	21
Obrázek 4., 5. Spastický vzorec pro horní končetinu.....	23
Obrázek 6. Aktivace kortexu při pohybu ruky u nemocného po CMP v povodí ACM.....	29
Obrázek 7. Schéma inerciální jednotky .....	43
Obrázek 8., 9., 10. Umístění a vzhled sensorů .....	45
Obrázek 11. Připojení sensorů .....	47
Obrázek 12. Jebsen-Taylorův test .....	55

## Seznam grafů

Graf 1. Prevalence disability v Evropě.....	12
Graf 2. Zobrazení sledovaného parametru - aktivita na základě akcelerace .....	48
Graf 3. Zkreslení zobrazovaného grafu na obrazovce.....	49
Graf 4. Pohlaví pacientů. ....	57
Graf 5. Věkové rozložení.....	57
Graf 6. Druh postižení mozku-etiologicalká dg .....	58
Graf 7. Paretická HK.....	59
Graf 8. Dominance HK.....	59
Graf 9. Pracovní začlenění.....	60
Graf 10. Pohlaví .....	61
Graf 11. Věkové rozložení.....	62
Graf 12. Druh postižení mozku – etiologicalká dg.....	62
Graf 13. Paretická HK.....	63
Graf 14. Dominance HK.....	64
Graf 15. Pracovní začlenění.....	65
Graf 16, 17. Výsledky měření pomocí akcelerometru .....	68
Graf 18. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A. ....	70
Graf 19. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A. ....	71
Graf 20. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny A. ....	72
Graf 21. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.....	73
Graf 22. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.....	74
Graf 23. Průměrné hodnoty ukazatelů před a po rehabilitaci u skupiny B.....	75
Graf 24. Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A. ....	78
Graf 25. Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A. ....	78
Graf 26. Průměrné rozdíly hodnot ukazatelů po-před rehabilitací, test mezi skupinou B a skupinou A. ....	79
Graf 27. Průměrné časy testovaných činností před a po rehabilitaci u souboru A (s akcelerometrem). ....	81
Graf 28. Průměrné časy testovaných činností před a po rehabilitaci u souboru B (bez akcelerometru). ....	82
Graf 29. Průměrné rozdíly testovaných činností po-před rehabilitací, test mezi souborem B a souborem A. ....	84
Graf 30. Grafické znázornění odpovědi č.1.....	85
Graf 31. Grafické znázornění odpovědi č.2.....	86

Graf 32. Grafické znázornění odpovědi č.3 .....	87
Graf 33. Grafické znázornění odpovědi č.4.....	88
Graf 34. Grafické znázornění odpovědi č.5.....	89
Graf 35. Grafické znázornění odpovědi č.6.....	90
Graf 36. Grafické znázornění odpovědi č.7.....	91

## Seznam tabulek

Tabulka 1. Bodová škála MMSE .....	51
Tabulka 2. Zobrazení položek FIM testu ve formě tabulky .....	53
Tabulka 3. Formulář pro záznam Jebsen-Taylorova testu standardizovaného pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin. ....	55
Tabulka 4. Základní statistická charakteristika souboru A.....	57
Tabulka 5. Druh postižení mozku-etiologicalká dg.....	58
Tabulka 6. Typ postižení HK.....	58
Tabulka 7. Dominance HK .....	59
Tabulka 8. Doba od onemocnění, úrazu do roku 2013 .....	60
Tabulka 9. Pracovní začlenění .....	60
Tabulka 10. Základní statistická charakteristika souboru B.....	61
Tabulka 11. Druh postižení mozku – etiologická dg .....	62
Tabulka 12. Typ postižení probandů.....	63
Tabulka 13. Dominance HK .....	63
Tabulka 14. Doba od onemocnění, úrazu do roku 2013.....	64
Tabulka 15. Pracovní začlenění .....	64
Tabulka 16. Výsledky zpracované WMSAPP .....	67
Tabulka 17. Základní statistická charakteristika pro horní končetiny.....	68
Tabulka 18. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů. ....	70
Tabulka 19. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů u skupiny A. ....	71
Tabulka 20. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů u skupiny A. ....	72
Tabulka 21. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů. ....	73
Tabulka 22. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů. ....	74
Tabulka 23. Základní statistická charakteristika sledovaných parametrů. ....	75
Tabulka 24. Základní statistická charakteristika a výsledky Mann-Whitneyova testu, srovnání po a před rehabilitací, skupina A versus skupina B.....	77
Tabulka 25. Základní statistická charakteristika změřených časů a výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry (po 4 týdnech rehabilitace versus před rehabilitací). ....	80
Tabulka 26. Základní statistická charakteristika změřených časů a výsledek neparametrického Wilcoxonova testu pro 2 závislé výběry (po 4 týdnech rehabilitace versus před rehabilitací). ....	82
Tabulka 27. Základní statistická charakteristika diferencí všech časů a výsledek neparametrického Mann-Whitneyova testu diferencí mezi kontrolním souborem (B) a experimentálním souborem (A).....	83
Tabulka 28. Odpověď na otázku č.1 .....	85

Tabulka 29. Odpověď na otázku č.2 .....	86
Tabulka 30. Odpověď na otázku č.3 .....	87
Tabulka 31. Odpověď na otázku č.4 .....	88
Tabulka 32. Odpověď na otázku č.5 .....	89
Tabulka 33. Odpověď na otázku č.6 .....	90
Tabulka 34. Odpověď na otázku č.7 .....	91

## Seznam příloh

Příloha 1. Normy pro nedominantní a dominantní končetinu u Jebson-Taylorova testu.....	127
Příloha 2. Grafické znázornění fim testu – růžice.....	128
Příloha 3. Seznam vybraných pohybových aktivit pro měření pohybu HKK pomocí akcelerometru .....	129
Příloha 4. Výběr používaných pomůcek pro aktivity denního života.....	133
Příloha 5. Modifikovaná Ashworthova škála.....	136
Příloha 6. Mini-Mental State Examination (MMSE) – podrobný manuál .....	137
Příloha 7. Lokalizace komplexních cerebrovaskulárních a iktových center v ČR .....	142
Příloha 8. Týdenní rozpis terapií pacienta v denním stacionáři KRL 1. LF UK .....	143
Příloha 9. Týdenní rozpisy terapií čtyř pacientů v denním stacionáři 1. LF UK.....	144
Příloha 10. Tištěný spoj s napájení baterií použitý v náramku.....	145
Příloha 11. Předávací protokol – Projekt „NÁRAMKY“.....	146
Příloha 12. Informace pro pacienty .....	147
Příloha 13. Záznamový formulář pro pacienty .....	148
Příloha 14. Dotazník pro pacienty – monitoring pomocí akcelerometru (náramků) .....	149