

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

Bc. Karolína Růžičková

# **Objektivní hodnocení motoriky horní končetiny u pacientů po CMP**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

Olomouc 2017

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem zpracovávala samostatně pod odborným vedením Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilové, a všechny použité literární a elektronické zdroje jsou uvedeny na konci práce.

V Olomouci dne: 22. května 2017

.....

podpis

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. et Mgr. Lucii Navrátilové za velkou pomoc, ochotu, odborné vedení a cenné připomínky k diplomové práci. Dále děkuji Mgr. Dagmar Tečové za rady při statistickém zpracování dat. V neposlední řadě patří můj dík také rodině a Ing. Rudolfu Wojcikovi za velkou podporu během celého studia.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Objektivní hodnocení motoriky horní končetiny u pacientů po CMP

**Název práce v AJ:** Objective assessment of upper limb motor function in patients after stroke

**Datum zadání:** 2016-01-31

**Datum odevzdání:** 2017-05-22

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

**Autor práce:** Bc. Karolína Růžičková

**Vedoucí práce:** Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

**Oponent práce:** Mgr. Jiří Stacho

### **Abstrakt v ČJ:**

Diplomová práce se věnuje objektivnímu hodnocení postižení horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Hlavním cílem studie bylo zhodnotit rozdíly paretických a neparetických končetin pomocí akcelerometrie a povrchové elektromyografie (SEMG). Zároveň jsme chtěli použití obou metod porovnat. V teoretické části jsme se zaměřili na poznatky týkající se postižení po CMP se zaměřením na horní končetinu a také hodnocení následků CMP. V experimentální části jsme měřili 14 probandů v subakutní fázi CMP během pohybu uchopení láhve (reach to grasp) a přiblížení láhve k ústům. Pro hodnocení horních končetin byla užitá metoda akcelerometrie a SEMG. Ke statistickému zpracování byly použity hodnoty násobku aktivačních hodnot a průměrné hodnoty zrychlení. Významnější rozdíly ve svalové aktivitě se projevíly na svalech ramenního pletence, zajišťující stabilizaci proximálních segmentů. Jako signifikantní se ukázaly výsledky naměřené pomocí akcelerometru při pohybu zvedání láhve k ústům a pokládání láhve na stůl. Pro porovnání motorického deficitu se jako významné prokázalo měření pohybů více koordinačně náročných s důrazem na přesnost provedení. Zároveň lze říct, že při zachování daných charakteristik měření např. rychlost provedení, je možné porovnávat horní končetiny pacienta nezávisle na kontrolní skupině.

**Abstrakt v AJ:**

The diploma thesis deals with objective assessment of the upper limb disability in patients after cerebral stroke (CVA). The main objective of the study was to evaluate the differences between the paretic and non-paretic limbs by accelerometry and surface electromyography (SEMG). Furthermore, we wanted to compare both methods to each other at the same time. We focused on knowledge concerning disability after CVA with emphasis on upper extremity and also on discoveries in the evaluation of the consequences of CVA in the theoretical part.

We measured 14 probands in subacute CVA stage when grasping the bottle (reach to grasp) and approaching the bottle to the mouth in the experimental part. There was accelerometry and SEMG used for the assessment of upper extremities. Multiple activation values and average acceleration values were used for statistical testing. Significant differences manifested in activity of the shoulder girdle muscles, which ensure stabilization of the proximal segments. The results measured by the accelerometer when moving the bottle to the mouth and placing the bottle on the table proved to be statistically significant. It showed to be significant to measure movements coordinatively more challenging with emphasis on accuracy of performing for comparison if motor deficiency. If we keep certain measuring requirements e.g. the speed of movement execution, we can compare the upper limbs of the patient regardless the control group.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, horní končetina, akcelerometr, akcelerometrie, EMG, neurorehabilitace, hodnocení

**Klíčová slova v AJ:** stroke, upper limb, accelerometer, akcelerometry, EMG, neurorehabilitation, assesment

**Rozsah:** 98 stran /1 příloha

# OBSAH

<b>ÚVOD.....</b>	<b>9</b>
<b>1 TEORETICKÁ ČÁST.....</b>	<b>11</b>
1.1 Cévní mozková příhoda .....	11
1.1.1 Příznaky cévních mozkových příhod.....	11
1.1.2 Klinický obraz ACM .....	13
1.1.3 Časový průběh CMP .....	14
1.2 Hybnost horní končetiny .....	15
1.2.1 Řízení motoriky horní končetiny .....	16
1.2.2 Dosahové a úchopové funkce .....	17
1.2.3 Svalové synergie .....	18
1.2.4 Lateralita .....	19
1.2.5 Horní končetina po CMP .....	20
1.2.6 Kompenzační pohyb .....	22
1.3 Neuroplasticita .....	23
1.4 Terapie a obnova funkce horní končetiny .....	25
1.4.1 Fyzioterapie po CMP .....	25
1.4.2 Přístupy ve fyzioterapii .....	26
1.4.3 Robotická terapie .....	27
1.5 Hodnocení následků cévních mozkových příhod .....	28
1.5.1 Mezinárodní klasifikace poruch, disabilit a handicapů .....	28
1.5.2 Barthel index.....	29
1.5.3 Functional Independence Measure .....	29
1.5.4 The Action Research Arm Test .....	30
1.5.5 Fugl – Meyer Assessment.....	30
1.6 Přístrojová měření k posouzení postižení .....	31
1.6.1 Povrchová elektromyografie.....	32
1.6.2 Akcelerometrie.....	33
1.6.2.1 Využití akcelerometrie v dlouhodobé rehabilitaci .....	34
<b>2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>36</b>
2.1 Cíl práce .....	36
2.2 Vědecké otázky a hypotézy.....	36

<b>3</b>	<b>METODIKA.....</b>	<b>38</b>
3.1	Charakteristika testovaného souboru .....	38
3.2	Popis měření.....	38
3.2.1	Vlastní průběh měření.....	41
3.3	Zpracování a vyhodnocení dat EMG a akcelerometru.....	42
3.4	Statistické zpracování dat.....	43
<b>4</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>44</b>
4.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1 .....	44
4.1.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	44
4.1.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	46
4.1.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	48
4.1.4	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	50
4.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	52
4.2.1	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	52
4.2.2	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	54
4.2.3	Výsledky k hypotéze H <sub>07</sub> .....	55
4.2.4	Výsledky k hypotéze H <sub>08</sub> .....	57
4.2.5	Výsledky k hypotéze H <sub>09</sub> .....	59
<b>5</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>61</b>
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1.....	65
5.1.1	Diskuze k hypotéze H <sub>01</sub> .....	66
5.1.2	Diskuze k hypotéze H <sub>02</sub> .....	67
5.1.3	Diskuze k hypotéze H <sub>03</sub> .....	69
5.1.4	Diskuze k hypotéze H <sub>04</sub> .....	70
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2.....	71
5.2.1	Diskuze k hypotéze H <sub>05</sub> .....	72
5.2.2	Diskuze k hypotéze H <sub>06</sub> .....	73
5.2.3	Diskuze k hypotéze H <sub>07</sub> .....	74
5.2.4	Diskuze k hypotéze H <sub>08</sub> .....	75
5.2.5	Diskuze k hypotéze H <sub>09</sub> .....	76
5.3	Porovnání povrchové EMG a akcelerometrie .....	77
5.4	Východiska pro klinickou praxi .....	80
5.5	Limity práce .....	81

<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>83</b>
<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>84</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>95</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>96</b>
<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>97</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>98</b>



## ÚVOD

Horní končetina, respektive ruka, je pro člověka nejdůležitější nástroj, jímž působí na okolí, a díky ní také získává i mnoho informací, např. o tvaru, povrchu, teplotě a dalších. Každodenní život vyžaduje dosah a uchopení rozličných předmětů pro jejich využití možnými způsoby. U pacientů po cévní mozkové příhodě se setkáváme s odlišným stupněm postižení na úrovni motoriky, senzory percepce i kognice. Paréza horní končetiny je v různé míře přítomna až u 80 % pacientů, přičemž u velké části z nich zůstává určitý motorický deficit až do konce života.

Díky novým poznatkům a technologickému pokroku, se v rámci fyzioterapie setkáváme s řadou různých metod a přístupů k pacientům po cévní mozkové příhodě. Nedílnou součástí rehabilitační praxe je také hodnocení motorického deficitu u těchto pacientů. Pro hodnocení postižení horní končetiny se v běžné praxi používají především klinické testy. Většina těchto testů sestává z různých motorických úkolů, zahrnujících pohyby při vykonávání běžných denních činností. Hodnocení je založeno především na schopnosti pacienta plnit daný úkol. Tyto metody nám velmi dobře ukazují funkční stav pacientů, avšak už se nezaobírají samotným popisem horní končetiny. V současné době je trendem objektivizace stavu pacienta pomocí přístrojových technik. Měření pomocí přístrojů má tu výhodu, že nám dává konkrétní přehled o zapojení jednotlivých segmentů a pohybových komponent při daných motorických úkolech.

Tato práce je zaměřena na posouzení motorického deficitu horní končetiny po cévní mozkové příhodě pomocí objektivních přístrojových měření. Cíl práce je srovnat horní končetiny u těchto pacientů pomocí akcelerometrie a povrchové elektromyografie, a zároveň porovnat užití těchto dvou metod. V teoretické části jsou shrnuty poznatky, týkající se cévní mozkové příhody, motoriky horní končetiny a principů léčby. Dále jsou zmíněny možnosti hodnocení pacientů pomocí klinických testů a přístrojových měření pomocí akcelerometrie a elektromyografie. V praktické části jsme se věnovali měření horních končetin u pacientů v subakutní fázi cévní mozkové příhody. Vědecké otázky a hypotézy byly zaměřeny na porovnání rozdílů mezi zdravými a paretickými končetinami při několika motorických úkolech. Pro ověření našich hypotéz byla použita měření pomocí akcelerometrie a povrchové elektromyografie. V poslední části práce jsou naše výsledky diskutovány v kontextu s jinými dostupnými studiemi.

Diplomová práce byla zpracována převážně z cizojazyčných elektronických zdrojů. Při psaní této práce bylo použito celkem 99 zahraničních článků a 34 českých zdrojů. Většina citovaných článků a studií byla publikována v období 1996-2016. Odbornou literaturu jsme nejčastěji čerpali z databází: EBSCO Discovery Service, PubMed a ResearchGate. Jako klíčová slova byly použity tyto anglické výrazy a jejich kombinace: stroke, upper limb, accelerometer, akcelerometry, EMG, neurorehabilitation, assesment.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

## 1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je akutní stav, charakterizovaný poškozením mozku v důsledku poruch krevního oběhu. Charakteristický je rychlý průběh a vznik neurologických příznaků (Feigin, 2007, p. 39). Cévní mozkové příhody představují vážnou problematiku dnešního zdravotnictví. Každoročně se zvyšuje počet cévních mozkových příhod. Následky mohou být různorodé, od minimálního poškození, přes obraz hemiparézy či hemiplegie s různými dalšími projevy, jako jsou neglect syndrom, afázie, dysfagie, až po okamžitou smrt. Výsledná manifestace projevů cévních mozkových příhod je závislá na okamžité lékařské intervenci, na lokalizaci poškození v mozku a především na následné rehabilitaci, která může trvat i několik let. Pro cévní mozkové příhody můžeme použít základní rozdělení na ikty ischemické (88%) a hemoragické (Musilová, et al., s. 139, 2014; Kalita et al., 2013, 353).

### 1.1.1 Příznaky cévních mozkových příhod

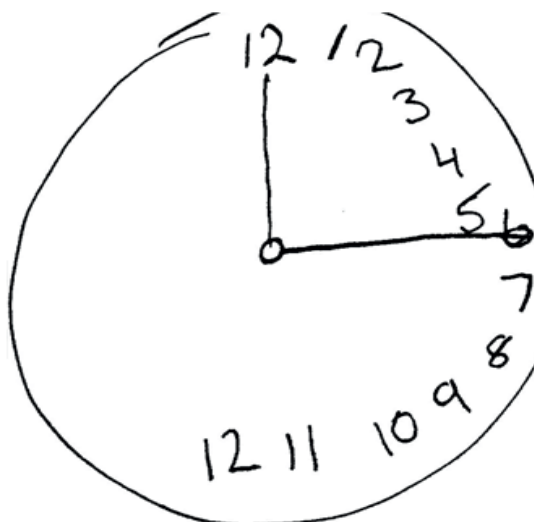
Příznaky cévních mozkových příhod můžeme dle Kaliny et al. (2008, p. 19) rozdělit do těchto oblastí: poruchy vědomí, poruchy vyšších mozkových funkcí, poruchy hybnosti, somatosenzorické poruchy, smyslové poruchy, poruchy rovnováhy a koordinace a další průvodní příznaky.

Poruchy vědomí mohou být kvantitativního nebo kvalitativního charakteru. U lehčích forem iktů, např. TIA (tranzitorní ischemická ataka), je porucha vědomí výjimkou, kdežto u těžších forem či lokalizací, např. infarkt v oblasti mozkového kmene, pozorujeme mnohdy poruchy až na úrovni kómatu. V případě teritoriálních lézí v povodí ACM (arteria cerebri media) se můžeme setkat s poruchami vědomí s několikadenním opožděným nástupem (Kalina et al., 2008, p. 20). Typické jsou poruchy vědomí u hemoragických iktů intracerebálních i subarachnoidálních, kdy dojde ke zvýšení nitrolebního tlaku (Škádová, 2016, p. 31).

Fatické funkce jsou narušeny u 35–40 % nemocných (Kalina et al., 2008, p. 22). Do těchto obtíží spadají poruchy porozumění a tvorby řeči. V poslední době se prosazuje termín kognitivně-komunikační porucha, který má poukázat na mnohem komplexnější

problém komunikace u neurologických pacientů (Cséfalvay, 2010, pp. 381-383). Při poruše dominantní hemisféry se objevuje afázie. V praxi se setkáváme nejčastěji s expresivní afázií (Brocova afázie), kdy je postižen frontální lalok dominantní hemisféry, ale ne vždy musí být léze Brocova centra. Tento typ afázie je často spojen s výraznější hemiparézou horní končetiny a obličeje (Kalvach, 2010, p. 365).

Vizuospaciální poruchy jsou po CMP časté, charakterizujeme je jako poruchu vnímání vlastního těla nebo prostoru kontralaterálně k lézi. Souhrnně mluvíme o tzv. neglect syndromu. Nejčastěji tato porucha vzniká při lézi zadní části parietálního laloku nedominantní hemisféry (Mayer & Hlušík, 2004, p. 11). Užitečným nástrojem v diagnostice této poruchy je Clock-drawing test, tedy test kreslení hodin, viz obrázek 1.



**Obrázek 1** Clock drawing test pacienta s neglect syndromem (Smith, 2009, p. 234)

Dalším příznakem je apraxie. Pacienti s touto poruchou mají problémy s prováděním běžných akcí (oblékání, používání přístroje, klíčů, ovládání telefonu), s případnou neschopností provést je na verbální pokyn. Apraxie pacienty limituje v běžném životě a zapříčiňuje potíže s osobní hygienou, s komunikací s okolím a mnoho dalších (Laver et al., 2015, p. 5).

Porucha hybnosti je zapříčiněna lézí prvního motoneuronu, jenž obsahuje vlákna z primárního a premotorického kortexu a dále vlákna z jiných korových oblastí, především z parietálních. Poškození pyramidové dráhy vede k syndromu horního motorického neuronu, který zahrnuje příznaky pozitivní (spasticita, abnormální držení těla, asociované

reakce) a negativní (ztráta síly, zkrácení svalů, únavnost) (Sommerfeld et al., 2004, p. 134). Příznačným projevem léze kortispinální či kortikobulbární dráhy je porucha hybnosti na polovině těla. Typickým postižením je centrální (spastická) paréza. Projevuje se zvýšeným svalovým tonem (spasticita), poruchou volní motoriky (paréza) a částečnou svalovou hypotrofií. Paréza může být natolik těžká, že je funkční pohyb končetiny téměř bezvýznamný. Centrální paréza je ovlivněna také ději, které se vyskytují na míšní a periferní úrovni, kde dochází ke ztrátě vláken typu II ve prospěch vláken typu I, a následkem toho dochází k obtížím s iniciací rychlých silových pohybů a s udržením konstantní svalové síly (Graceis, 2005, pp. 535-537). Pokud volní motorika úplně chybí, nejsme schopni registrovat svalový záškub, mluvíme o plegii. (Seidl, 2008, pp. 25-26). Podle Kaliny et al. (2008, p. 25) jsou problémem zejména lehké deficity v kombinaci s vizuospeciálními a senzoričnými výpadky na nedominantní končetině, kdy je nemocní nemusí zaznamenat, ale projeví se zejména při náročnějších aktivitách, hlavně při rychlých alternativních pohybech.

Mezi další poruchy řadíme dysfagii. Jde o velmi závažnou komplikaci, neboť zvyšuje možnost aspirace a následných komplikací. Incidence u pacientů po CMP je v rozmezí 20 - 65 % (Konečný et al., 2015, p. 181).

Poruchy propriocepce a povrchového čítí jsou stejně časté jako poruchy hybnosti (WHO, 2004, pp. 13-14). Kalina et al. (2008, p. 25) uvádí, že v akutní fázi může být přesné zjištění tohoto deficitu velmi problematické, je nutné odlišit problém vizuospeciální nebo skutečnou hypestézii.

Porucha rovnováhy se vyskytuje z různých příčin velmi často, nejčastěji je popisována jako pocit nejistoty. Hlavní možnou příčinou je pohybová dyskoordinace jako následek postižení mozečku a drah s ním spojených. U starších pacientů, pacientů polymorbidních a podobně, se poruchy rovnováhy nemusí vázat pouze na nově vzniklý iktus, ale mohou být zapříčiněny mnoha dalšími faktory (Kolář, 2009, pp. 362-366).

### **1.1.2 Klinický obraz ACM**

Klinický obraz CMP se vztahuje na postiženou lokalitu. U ischemických příhod se nejčastěji setkáváme s poruchou v povodí ACM také z důvodu, že jde o největší mozkovou tepnu. Tento typ postižení je charakteristický kontralaterální poruchou hybnosti, výrazněji se tento výpadek projeví na horní končetině, a to především na akru. Při uzávěru proximálního kmene ACM dojde k poruše velkého povodí, jež má za následek těžkou

hemiparézu až plegii, hemihypestezii, hemianopii s postižením vyšších funkcí vzhledem k dané hemisféře. Uzávěr dolní skupiny větví ACM se projevuje afázií, hemianopii se středně těžkou hemiparézou. Porucha zásobení horní skupinou větví ACM vede k těžkému deficitu na HK a také na obličeji, vyskytuje se centrální typ parézy lícního nervu. Nacházíme lehkou poruchu čítí a může být přítomna některá složka frontálního syndromu (apatie, demotivace, sociální dezinhibice). Může se vyvinout i lehká apraxie či dyskoordinace na druhostranných končetinách. Při postižení dominantní hemisféry popisujeme poruchy symbolických funkcí a fatické poruchy. Při lézi na nedominantní hemisféře můžeme pozorovat neglect syndrom a pokud jde léze až do parietálního laloku, pacient si své postižení vůbec neuvědomuje (Kalina et al., 2008, p. 33; Pfeiffer, 2007, p. 147).

Obecně lze říci, že hybnost dolní končetiny má rychlejší průběh úpravy. Dolní končetina může být omezena, pokud jde celá do varozity, při zatížení se spíše výjimečně vyskytuje i podklesávající koleno.

Dále se setkáváme s tzv. Wernicke – Mannovým držením, které je prezentováno jako typický spastický vzor po CMP. Jedná se o flekční držení v loketním kloubu spolu s addukčním postavením v rameni. Dolní končetina je držena v extenčním postavení s ekvinovarózním nastavením nohy a jeví se paradoxně delší. Z tohoto důvodu se pacienti uchylují k cirkumdukčnímu typu chůze (Pfeiffer, 2007, p. 147; Kolář et al., 2009, pp. 387-388).

### **1.1.3 Časový průběh CMP**

Horáček (2006, p. 14) dělí stav po CMP do 4 období podle časového průběhu, stádia nemají jasné časové období a mohou se překrývat:

- akutní stádium,
- stádium subakutní,
- stádium relativní úpravy,
- chronické stádium – konečná fáze, stav již neprogreduje.

Akutní stádium je v rozmezí několika dnů až týdnů po vzniku prvních příznaků. Je charakteristické svalovou hypotonií, a proto jej někdy nazýváme pseudochabé stádium. Ze začátku tohoto období bývá u pacienta přítomná porucha hybnosti i citlivosti na polovině

těla, dokonce u těžších stavů může být pacient v bezvědomí. V této době je pacient ohrožen vznikem dekubitů a při nešetrné manipulaci může dojít k subluxaci až luxaci kloubů na postižené straně. U většiny pacientů se stav pozvolna zlepšuje a objevuje se volní motorika.

V subakutním stádiu se obvykle začíná rozvíjet svalový hypertonus a spasticita, typická pro lézi centrálního motoneuronu. Někdy se tomuto období říká období spasticity. Hybnost se pomalu zlepšuje a je potřeba dbát na prevenci vzniku patologických kompenzačních mechanismů. V tomto období má pacient největší příležitost ovlivnit svůj budoucí stav (Muellbacher et al., 2002, p. 1278).

Subakutní stav plynule přechází ve stádium relativní úpravy, zahrnující postupné zlepšování stavu nemocného. Zatímco u některých pacientů se stav dále zlepšuje, jiní dospějí do určitého stavu, kdy již dále k výraznému zlepšení nedochází. V tomto chronickém stádiu mají pacienti již zafixované špatné posturální a pohybové stereotypy. Nedochází téměř k žádnému progresu, motorický deficit přetrvává. Celková postižení pacientů jsou velmi individuální, u těžších nacházíme výraznou spasticitu, globální pohybové vzory a cirkumdukční typ chůze (Horáček, 2006, pp. 12-15; Kolář et al., 2009, pp. 391-392; Lippertová-Grünerová, 2005, pp. 100-109; Gál et al., 2015, pp. 104-107).

## 1.2 Hybnost horní končetiny

Horní končetina, resp. ruka, má řadu funkcí. Ruka je stěžejní nástroj pro komunikaci s okolím, ale i vlastním tělem. Díky ní můžeme vnímat vnější prostředí, přetvářet jej a užít jej pro svou vlastní potřebu. Umožňuje nám být samostatní a soběstační. Pohyb horní končetiny je umožněn ve třech hlavních spojeních, a to ramenní pletenec, loketní kloub a zápěstí. Ramenní kloub je charakterizován velkým rozsahem pohybu, umožňuje nastavit směr horní končetiny. Spolu s loketním kloubem, jenž má teleskopickou funkci, dokáže optimálně přiblížit ruku pro její úkol (Dylevský, 2009, pp. 99, 151). Nepostradatelným mechanismem pro konečné nastavení akrálních částí je pak pohyb předloktí a zápěstí. Mezi hybností předloktí a ruky můžeme pozorovat významnou provázanost.

Samostatnou kapitolou je pak hybnost ruky, která má obrovský potenciál pohybu, pro člověka zvětšený unikátní opozicí palce. Svaly ruky mají nejmenší motorické jednotky a tím nejdiferencovanější motoriku, umožňující hlavní funkci, tj. úchop (Véle, 2006, p. 265; Muscolino, 2010, p. 354).

### 1.2.1 Řízení motoriky horní končetiny

Řízení volní hybnosti je závislé na funkčním zapojení mnoha částí CNS, mezi které řadíme primární motorickou areu, premotorickou oblast a sekundární motorickou oblast. Z těchto oblastí vyúsťují descendentní dráhy vedoucí ke spinálním alfa-motoneuronům, souhrnně je tato dráha označována jako první motoneuron. Horní končetina je velice hojně reprezentovaná ve frontálním a parietálním korovém laloku, thalamu, bazálních gangliích a mozečku. Dojde-li k jejich poškození, mluvíme o centrální lézi, jež se projeví motorickým deficitem. Léze může vzniknout ve všech výše jmenovaných strukturách zahrnující descendentní ale i ascendentní dráhy. Při reorganizaci CNS po vzniklém iktu mimo jiné dochází ke kompenzačnímu náboru zbývajících motorických okrsků. Kokotilo et al. ve svém review uvádí, že při vážném poškození primární motorické oblasti dojde ke zvýšené aktivaci sekundární motorické oblasti, ale s velkým omezením efektivity projekce. Důsledkem tohoto funkčního zapojení je následný chudý motorický projev HK (Kokotilo et al., 2009, p. 45).

Na řízení jemné motoriky se nejvíce podílí frontální a parietální oblast, thalamus a bazální ganglia. Primární motorický kortex předává informace také mozečku, který se významně podílí na řízení pohybu hlavně u dosahových aktivit. Robertson (2000, pp. 118-119) uvádí, že se během dosahu a úchopu aktivuje až 93 % neuronů, což je mnohem více než počet aktivních neuronů během prostého stisku. Dalším zajímavým poznatkem je výrazná aktivita neuronů motorického kortexu během jemných obratných pohybů, na rozdíl od silového stisku, při němž se stejné okrsky mozku stávají neaktivní. Lang & Schiebel (2004, p. 1722) z toho usuzují provázanost zmíněných struktur spíše s interosseálními svaly ruky než svaly předloktí. Z důvodu velkého množství struktur, podílejících se na řízení hybnosti horní končetiny, je funkční obnova manuálních dovedností značně zpomalena, často ztrácí za obnovou lokomočních schopností (Grinchting et al., 2000, p. 1661; Dylevský, 2009, p. 39-40).

Vliv nepostižené kotralaterální hemisféry na řízení volní aktivity je sporná. Z review zabývajících se reorganizací CNS a podílu na generaci pohybu vyplývá, že pouze tři z osmi studií prokázaly určitou závislost intaktní hemisféry na řízení pohybu horních končetin. Tento rozpor ve výsledcích může být podle autorů způsoben časovým odstupem od vzniku CMP (Kokotilo et al., 2009, p. 51). Větší zapojení kontralaterální hemisféry je spojeno



s chudou hybností postižené HK a větším postižením ipsilaterální hemisféry (Bastings et al., pp. 276-277, 2002).

### **1.2.2 Dosahové a úchopové funkce**

Jako zásadní pro život vnímáme úchopové a manipulační funkce, lokomoční a v neposlední řadě senzoričké funkce (Hunter & Crome, 2002, p. 68). Sensorika ruky je velmi důležitá z hlediska zprostředkovávání informací, díky ní lze rozpoznat tvar, povrch, texturu, váhu, teplotu, a to i bez vizuálního kontaktu. Jsme schopni precizně manipulovat s předměty, přizpůsobit tvar a sílu stisku ruky různým situacím a předmětům (Sangole & Levin, 2007, p. 80). Díky sensorice jsme schopni velmi rychle a efektivně reagovat na povrch předmětu a přizpůsobit parametry úchopu, zvláště u těžkých či kluzkých předmětů, kde potřebujeme zajistit adekvátní povrchové tření (Nowak, 2008, p. 1442).

Při dosahových aktivitách je zásadní svalová koordinace proximálních a distálních segmentů, přičemž proximální segmenty zajišťují přiblížení k předmětu a distální části zase orientaci ruky a úchop (Michaelsen et al., 2004, p. 163). Při přiblížení k předmětu se pohyb děje ve více kloubech a vyžaduje interkloubní koordinaci, která je zajištěna dvěma kontrolními mechanismy. V začátcích pohybu se uplatňuje tzv. feedforward neboli dopředná kontrola, která umožní na základě předešlých zkušeností zvolit vhodnou motorickou aktivaci. Dopředná kontrola je nepřetržitě obnovována pomocí informací z předešlé zkušenosti a pomocí ní aktivujeme svaly na správné úrovni. Pro kontrolu používáme různé systémy, nejvíce však vizuální informace (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 484-486). V průběhu a ke konci pohybu se uplatňuje feedback neboli zpětná kontrola, jež umožní korigovat a opravit již probíhající pohyb. Pro porovnání aktuálního pohybu využívá CNS referenční signál o požadovaném pohybu a na základě porovnání je schopen usměrňovat probíhající aktivitu. Sensorické informace pro zpětnovazebnou kontrolu jsou především z vizuálního systému a proprioreceptorů. Nervosvalové řízení probíhá současně ve všech zapojených kloubech spolu s aktivitou posturálního svalstva, odpovědného za stabilitu (McCrea et al., p. 534-536, 2002). Pokud vzdálenost dosahu přesáhne 90 procent délky horní končetiny, zapojí se ve strategii i souhyb trupu (Schneiberg et al., 2002, p. 143).

Úchop vyžaduje přesnou koaktivitu flexorových a extenzorových svalových skupin. Základním předpokladem pro možné úchopové schopnosti horní končetiny je opozice palce, díky níž můžeme pokrýt celé úchopové spektrum. Nastavení ruky se děje během celého

pohybu, nejprve začíná extenzí prstů, pokračuje opozicí a extenzí palce a končí v přepokládaném nastavení vůči předmětu. Průběh tohoto nastavení probíhá konstantně nezávisle na předmětu ani jedinci (Mason et al., 2001, p. 2908). Pro nejlepší efektivitu práce svalů ruky, resp. flexorů prstů, je nejvýhodnější lehká dorzální flexe a ulnární dukce zápěstí. Tuto pozici popisujeme jako funkční a je nejlépe připravená na úchop. U iktových pacientů dochází k dysfunkci zapojení svalů spolu s výpadkem senzitivní složky, proto se u nich setkáváme s omezenějším úchopovým projevem, především proximalizace úchopu (z bříšek prstů na dlaň) a celkově širší typ úchopu. Raghavan et al. (2010, p. 3041) u CMP pacientů dále popisují flexi spíše v metacarpofalangeálních kloubech, v porovnání se zdravou skupinou, která pro úchop používá více flexi proximálních interfalangeálních kloubů.

### **1.2.3 Svalové synergie**

Zdravý nervový systém je schopen produkovat pohyb, který má charakter hladkého, efektivního, ekonomického provedení s časovou a prostorovou koordinací. Při této kvalitě se úhly v ramenních a loketních kloubech poměrově mění ve vzájemné synchronizaci (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 533). Svalovými synergiami rozumíme stereotypní vzory svalové aktivity, typické pro daný pohyb. Synergie reprezentují funkční neurální organizaci, která pomocí koordinované aktivity produkuje stálé motorické výstupy (Latash, 2012, p. 5). Tento výstup snižuje množství proměnných kontrolovaných CNS, ve srovnání s kontrolou jednotlivých kloubů proto dojde ke snížení nároků na aktivitu CNS. Mozek má schopnost uchovat určitý motorický obraz o provedení pohybu, kterého má být dosaženo (McCrea et al., 2005, p. 2999).

Motorická funkce horní končetiny má prakticky nekonečné množství variant. Mluvíme-li o svalových synergiích, centrální koordinační signál aktivuje všechny svaly spojené s určitou motorickou úlohou. Pokud však dojde ke změně mezi požadavky úkolu, CNS reaguje změnou synergií, vedoucí k paralelní změně ve všech svalech svázaných s tímto úkolem (Latash et al., 2007, pp. 276-278).

Podle převládající aktivity můžeme synergie horní končetiny dělit na flexorové a extenzorové (McCrea et al., 2005, p. 3006). Jako flexorovou synergii popisujeme dosahový pohyb paže s flexí v loketním kloubu se současnou zvýšenou zevní rotací a abdukci v ramenním kloubu. Za extenzorovou synergii považujeme dosahový pohyb s dostatečnou

extenzí v lokti a addukci s vnitřní rotací v rameni (Bastlová et al., 2014, p. 5). Jako příklad svalové synergie Soderberg (1997, p. 181) popisuje svaly loketního kloubu. Při supinaci předloktí by biceps prováděl současnou flexi lokte, ale díky tricepsu a jeho neutralizační synergii, jsme schopni tento pohyb vykonat bez souhybu do flexe.

V rámci kompenzačních mechanismů se u pacientů setkáváme s patologickými, resp. atypickými synergiiemi (Reisman & Scholz, 2003, p. 2511). U hemiparetiků se podle Dewalda & Beera setkáváme s flekční synergii, reprezentovanou flexí v loketním kloubu a zevní rotací a abdukci v ramenním kloubu a extenční synergii – extenze v lokti s addukci a vnitřní rotací v ramenním kloubu. Tato funkční spojení si vysvětlují nedostatečným kortikospinálním řízením svalstva horní končetiny a následným větším podílem řízení kmenovou úrovní (Dewald & Beer, 2001, pp. 280-281). Kompenzační pohyby jsou podle McCrea a kol. stereotypní. Při pohybech postiženou horní končetinou pozorujeme větší tendenci k abdukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu (McCrea et al., 2005, p. 3005).

Podle Cheunga et al. má pro zapojení svalových synergií velký vliv úroveň léze. Ve své studii zkoumali horní končetiny ve skupině pacientů po CMP ve frontálním laloku. Z jejich EMG analýzy vyplývá, že svalové synergie jsou u postižené a nepostižené srovnatelné, tento fenomén pozorovali i při srovnání se zdravou skupinou. Jejich pozorování může naznačit vliv nižších úrovní řízení motoriky (mozkový kmen, spinální mícha) na koordinaci svalového zapojení při pohybu horních končetin (Cheung et al., 2009, pp. 19563-19566). Stav po CMP má zásadní vliv na kortikální vliv řízení svalových synergií.

#### **1.2.4 Lateralita**

Lateralitu lze popsat jako asymetrické zapojení horních končetin při motorickém projevu. Podklad pro toto rozdělení je v asymetrickém uspořádání funkcí mozkových hemisfér (Labak et al., 2011, p. 65). Projevem laterality je laterální preference a dominance. Laterální preference je upřednostňování jedné končetiny v rámci jednorukých činností. Laterální dominance se projevuje převládnutím aktivity jedné končetiny nad aktivitou druhé a dále se liší ve výkonnosti končetin při totožné aktivitě. Na horních končetinách je lateralita mnohem více nápadná než na dolních končetinách a ostatních párových orgánech. Preference používání jedné ruky bývá nápadná už v dětském věku. Nejvíce se tato asymetrie projeví při úkolech vyžadujících zvýšenou opatrnost, precizní provedení či zvýšené úsilí.

S dominancí jedné HK se můžeme setkat v rámci jemné motoriky např. psaní, kdy je rozdíl v provedení mezi končetinami výrazný. Dominantnost jedné končetiny provází lepší koordinace a vyšší síla. Lateralita se tedy projevuje nejen kvalitativními, ale i kvantitativními znaky (Vařeka, 2001, pp. 92-96).

Lateralita ovlivňuje projev motorické i sensorické složky. Řízení jednostranného pohybu zajišťuje kontralaterální hemisféra, kdežto složitější komplexní pohyby jsou kontrolovány bilaterálně (Barber et al., 2012, p. 56). V lidské populaci se častěji setkáváme s pravostrannou preferencí končetiny. Ačkoliv je všeobecně známo, že pro praváky je dominantní levá hemisféra, Sainburg popisuje, že se dominantní hemisféra účastní na řízení i stejnostranné končetiny (Sainburg, 2002, p. 241).

Mezi signifikantní projevy laterality patří maximální síla stisku. Dominantní končetiny jsou schopny vyprodukovat větší sílu úchopu než nedominantní ruka. Dalšími měřitelnými charakteristikami je i rychlost a přesnost provedení určitých motorických úkolů (Goble & Brown, 2008, p. 602). Rozdíly mezi končetinami výrazně závisí na zvoleném úkolu, kde test psaní a kreslení může být velmi přínosný, ale méně precizní dosahové aktivity nemusí ukázat žádný signifikantní rozdíl v provedení (Sainburg & Schaefer, 2004, p. 1379).

### **1.2.5 Horní končetina po CMP**

Postižení horní končetiny po CMP je příčinou výrazné invalidizace pacientů. Abnormální držení horní končetiny po CMP je dáno nepoměrem svalového tonu flexorovo-extenzorových skupin. Popisované držení je sevřená pěst a flektované zápěstí často spojené s ulnární dukcí, toto držení je podle Levina (2007, p. 87) výsledkem hyperaktivity m. flexor carpi radialis, m. extensor carpi ulnaris a m. flexor digitorum profundus (prsty do dlaně) popř. m. flexor digitorum superficialis (extenze v distálních interfalangeálních kloubech).

Příznakem postižení centrálního motoneuronu je spasticita. Spasticita je definována jako abnormální zvýšení svalového napětí v důsledku zvýšených tonických napínavých reflexů, je zde závislost na rychlosti pasivního protažení svalu. Na horní končetině mají tendenci ke spasticitě flexorové svalové skupiny. U pacientů pozorujeme tendenci držet paži v addukci, flexi v lokti, dále pronované předloktí, palmární flexi ruky, flexi v metakarpofalangeálních kloubech a extenzi v proximálních interfalangeálních kloubech, addukci a flexi palce. Tyto projevy spasticity mohou bránit v sebeobsluze a soběstačnosti

(oblékání, sycení, hygiena) a velmi často jsou spojeny s „bolestivým ramenem“ a funkční limitací (Kolář et al., 2009, p. 62; Mirbagheri et al., 2007, p. 629).

Pohyby horní končetiny po cévní mozkové příhodě lze charakterizovat segmentovým způsobem provedení. Tento jev je způsoben řadou faktorů, např. oslabení svalů, abnormální svalový tonus, atypické držení těla a destabilizace v kořenových kloubech, abnormní svalové synergie, ztráta pohyblivosti mezi lopatkou a ramenním pletencem, narušení aktivace a timingu svalů při svalových koordinacích volných pohybů (Cirstea & Levin, pp. 940-941, 2000; Levin, pp. 289-291, 1996).

Poruchy jemné motoriky jsou vyjádřeny poruchou dosahových aktivit, ale i samotného úchopu. Dosahové aktivity jsou omezeny z důvodu snížení rozsahu volního pohybu v ramenním kloubu a lokti. Objevují se patologické pohybové synergie, které mohou mj. zahrnovat i souhyb lopatky či celého trupu. Pohyb do dosahových aktivit je podle Cirstea & Levina (2000, pp. 949-950) oproti zdravé HK více segmentovaný, déle trávající, variabilnější a méně přesný. V rámci abnormální svalové aktivity pozorujeme například prolongovanou aktivitu agonistů, která souvisí se snížením rychlosti, nadměrnou kokontrakcí či narušenou koaktivací svalstva ramene a lokte (Canning et al., 2000, pp. 45-46). V důsledku narušení držení paže a ruky je vážně poškozen úchop a jeho následné uvolnění, přičemž vážněji jsou postiženy extenzory zápěstí a prstů (Sangole & Levin, 2007, p. 80).

Dalším problémem je u tohoto postižení neadekvátní silová aktivita. Při dosahových a úchopových aktivitách se setkáváme s nadměrnou silou, která má zaručit dostatečný úchop a přilnavost při držení objektu. Tento fenomén je důsledek zhoršené funkce senzoreceptorů (Kokotilo et al., 2009, p. 45). Pro udržení úchopu se také uplatňují mechanismy prodloužení doby svalové aktivity, což může opět narušit fázi uvolnění. Možnou limitací pro pacienty je i tíhová síla, působící na horní končetinu při dosahu vyvýšeného nebo vzdálenějšího předmětu (McCrea et al., 2005, pp. 3005-3006).

Při dosahových aktivitách mají pacienti potíže při pohybu ve větší vzdálenosti od těla, kdy je nutná větší aktivita proximálního svalstva pro větší dosah paže, než u pohybu blízko trupu (Seo et al., 2009, p. 3108). Do dosahových aktivit se proto více přidává aktivita trupu, což zásadně rozšíří dosahové pole horní končetiny a umožní více využít zbylé manipulační schopnosti paretické končetiny (Cirstea et al., 2003, p. 485; Roby-Brami et al., 2003, p. 378). U chronických pacientů se zapojení trupu stává stereotypním kompenzačním

souhybem, pokud však nábor trupu zamezí obnovení aktivity horní končetiny, mluvíme o maladaptivní kompenzaci (Cirstea et al. 2003, p. 485; Viaul et al., 2004, p. 2). Pro úchop blízko těla si pacienti pomáhají dopředným pohybem trupu. Proti tomu pohyb trupu dozadu usnadní extenzorovou synergii a pomáhá úchopu dál od těla (Sangole & Levin, 2007, p. 89).

Dalšími problémy jsou neschopnost opozice palce, čímž je vážně narušena úchopová schopnost, snížení svalové síly v rámci manipulace, ztráta koordinace prstů, narušení grafomotoriky, poruchy citlivosti atd. Nemůžeme rozpoznat, o jaké předměty se jedná, pozorujeme problém uchopit, držet a položit objekt. Větší problémy mají pacienti při uvolnění drženého předmětu, může se jednat o poškození funkce extenzorů nebo také prolongace aktivity flexorů. To vše má vážný dopad na vykonávání volných bimanuálních činností a s tím spojené soběstačnosti (Bačová & Bačová, 2016, p. 126; Macháčková et al., 2007, p. 57).

### **1.2.6 Kompenzační pohyb**

V rámci obnovy funkce se u pacientů po CMP setkáváme s novými pohybovými vzory, které jsou důsledkem adaptace či substituce. Ztracené funkce jsou nahrazeny odlišnými konečnými efekty nebo tělesnými segmenty (Takeuchi & Izumi, 2012, p. 2). Jako hlavní kompenzační pohyby při nedostatečné hybnosti horní končetiny se objevují pohyby trupem, elevace celého ramenního pletence, abdukce či vnitřní rotace ramenního kloubu. Všechny tyto pohyby vedou k transportu paže, resp. ruky k cíli a k umožnění úchopu a manipulace. Dalšími možnými kompenzačními pohyby rozumíme také substituci paretické končetiny neparetickou v rámci vykonávání ADL aktivit (activity of daily living).

Kompenzační pohybové vzory sice vedou ke splnění úkolu, ale mohou také vést k následným dlouhodobým komplikacím (omezení rozsahu pohybu, zkrácení měkkých struktur, bolestivost) Jako příklad abnormálního pohybu je zvýšená aktivace proximální části paže. Kompenzační pohyby mohou sice pomoci při vykonávání ADL aktivit, ale často způsobují maladaptivní plasticitu a omezují návrat motorických funkcí (Takeuchi & Izumi, 2012, p. 2).

## 1.3 Neuroplasticita

Hlavní řídicí orgán je výjimečný nejen pro své funkce, ale také pro svou schopnost obnovy – neuroplasticitu. Pod pojmem neuroplasticita si můžeme představit procesy odehrávající se na úrovni CNS, které zahrnují reparaci, buněčnou genezi, růst axonů a synaptické modulace. Jde o schopnost kortexu měnit své funkční uspořádání (Nudo, 2006, p. 420). Tyto důležité změny jsou podklad pro úspěšnou rehabilitaci iktových pacientů. V CNS existuje mnoho redundantních spojení a spolu s možností vzniku nových sekundárních spojů umožní propojení mezi kortikálními oblastmi (Murphy & Corbett, 2009, p. 861). Pokud dojde k poškození CNS, část motorických programů se naruší, resp. zneprístupní. Jako možná reparace se jeví plasticita (Hlušík & Mayer, 2006, p.34).

Kolář et al. (2009, pp. 304-305) i Trojan & Pokorný (1997, p. 668) dělí neuroplasticitu podle doby vzniku a délky působení vlivů viz tabulka 1:

**Tabulka 1** Klasifikace neuroplasticity (Trojan & Pokorný, 1997, p. 688)

Vlivy	Projevy	
příznivé		
za vývoje	plasticita evoluční	
nepříznivé		
krátkodobá		
jednorázová	expozice	plasticita reaktivní
dlouhodobé		
opakované	zátěže	plasticita adaptační
funkční		
morfologická	obnova poškození	plasticita reparační

### Evoluční plasticita

Největší změny (plastické a dynamické) se v nervové tkáni odehrávají od 24. gestačního týdne. Po narození je těchto změn méně a výrazný pokles nastává kolem 3. až 6. roku života. V období kolem 12. roku je evoluční plasticita na úrovni dospělého jedince a v seniorském věku je minimální. Podmínkou zrání mozkové tkáně je mj. nadbytek neuronů a gliových buněk. Při fyziologickém vývoji dochází k apoptóze těchto nadbytečných buněk.

Evoluční plasticita je charakteristická pučením (sprouting) a růstem dendritů a vytvářením nových synaptických spojů (Kolář et al., 2009, pp. 304-305).

### **Reparační plasticita**

Procesy, které se uplatňují při reparační plasticitě, jsou velmi podobné jako procesy evoluční plasticity, s tím rozdílem, že vytvoření nových synapsí nastává při regeneraci poškozené tkáně mozku. Reparační mechanismy jsou spuštěny změnami ve vnitřním prostředí nervové tkáně, které je porušeno na základě patologických mechanismů. Strukturální změny u reparačních dějů jsou charakterizovány změnami synaptických spojů, tvorbou a reorganizací dendritických větví a axonů. (Trojan & Pokorný, 1997, p. 670).

### **Reaktivní plasticita**

Jednou z možných odpovědí CNS na změny prostředí je reaktivní plasticita, která je charakterizována krátkodobým působením podnětu a neuroplastickými změnami, probíhajícími bezprostředně v období působení vnějších vlivů. Výsledné změny závisí na typu podnětu, délce trvání a na vnímavosti nervové tkáně (Trojan & Pokorný, 1997, p. 699).

### **Adaptační plasticita**

S adaptační plasticitou se setkáváme při dlouhodobých, opakujících se podnětech. Procesy, odehrávající se na úrovni CNS, jsou podmíněny vývojovým stavem celé CNS. Při neuroplastických dějích dochází ke změnám na uspořádání dendritického stromu a následně může dojít i k přeměně aferentních vstupů. Všechny neuroplastické procesy jsou velmi komplexní, a to od změn na úrovni plazmatických membrán až po vnitřní uspořádání nervové tkáně. Adaptační plasticita zahrnuje reverzibilní kompenzační změny, ale také trvalá funkční přizpůsobení (Trojan & Pokorný, 1997, pp. 669-670).

Pro maximální využití obnovy funkce CNS je podle Fellingina & Songa (2015, pp. 37-38) důležitý nácvik funkčních aktivit v různých provedeních. Gunilla & Vasa (2015, p. 39) dodávají, že specifický trénink zaměřený na konkrétní úkol lépe osloví volní kontrolu a zpřístupní možné změny na kortikální úrovni. Přesné mechanismy obnovování funkce nejsou zcela objasněny (Feydy et al., 2002, pp. 1610-1615; Raskin, 2011, p. 13). Dalšími vlivy na schopnost neuroplasticity mozku je lokace léze, fáze po iktu a věk pacienta (Gunilla & Vasa, 2015, p. 57).



Maximální využití potenciálu neuroplasticity je podle Fellingina & Songa (2015, p. 38) do tří měsíců od prvních příznaků postižení, Gunilla & Vasa (2015, p. 59) dokonce uvádí do prvních několika (10-12) týdnů od postižení. S lepšími výsledky se setkáváme, pokud je rehabilitace zahájena první dny po příhodě. Pro schopnost chůze je zásadní období do 3 týdnů po iktu, kde první jasné pokroky mohou být až po 9 týdnech. Pro funkce horní končetiny je uváděno 6 měsíců se stěžejními 4 týdny po iktu (Gunilla & Vasa, 2015, p. 58).

Hluštík & Mayer popisují dva procesy v reorganizaci motorického kortexu u pacientů po mozkové příhodě. Prvním poznatkem je, že i plegická část je zahrnuta v motorické oblasti i po dlouhé inaktivitě, ale vlivem používání sousedních částí je její oblast překrývána. Druhým aspektem je přesun kortikospinálních výstupů z inaktivních oblastí ke kontrole sousední části těla (Hluštík & Mayer, 2006, pp. 35-37).

## **1.4 Terapie a obnova funkce horní končetiny**

V komplexní terapii se kombinují obecné postupy a specifické postupy pro daný typ CMP. Mezi obecné postupy řadíme především neuroprotektivní léčbu, léčbu komplikací, sekundární prevenci, včasnou diagnostiku a indikace k operačním výkonům, popř. endovaskulárním výkonům. Stěžejní pro vývoj klinického obrazu je časná rehabilitace a reedukace.

Deficit horní končetiny se ustaluje během jednoho roku po CMP, často však přetrvává postižení i po celý život (Muellbacher et al., 2002, p. 1278). Úprava proximálních pohybů paže může být zapříčiněna větší účastí subkorových struktur (nezkřížená část pyramidové dráhy, retikulosponální trakt) a bilaterální kortikální motorickou reprezentací (Hluštík & Mayer, 2006, p. 37). Nejčastěji se s postižením ruky po CMP setkáváme při iktu v povodí ACM, kdy dochází k přesunu řízení a aktivity z primární motorické oblasti do suplementární oblasti a premotorické oblasti (Mayer & Hluštík, 2004, p. 9).

### **1.4.1 Fyzioterapie po CMP**

Klinický obraz pacientů je vždy kombinací strukturálních a útlumových změn. V rámci multidisciplinárního přístupu k pacientům po prodělaném iktu je třeba ovlivnit klinické příznaky cíleně a zahrnout všechny neurologické poruchy. V současné době

se ve fyzioterapii zaměřujeme na ovlivnění útlumových změn (Kolář et al., 2009, pp. 303-307). Hlavním cílem je pak nalezení nejlepšího přístupu, který usnadní aktivaci neuroplastických mechanismů (Sharma et al., 2006, s. 1941), což podle Gála (2015, p. 120) znamená využít vysoce intenzivní formy terapie, tj. buď rozšířit délku trvání a frekvenci jednotlivých cvičebních jednotek nebo zvýšit náročnost trénovaných úkolů (maximální rozsah, rychlost).

### **1.4.2 Přístupy ve fyzioterapii**

Základem ošetrovatelské péče na intenzivním lůžku je polohování. Dalšími velmi často praktikovanými technikami jsou pasivní cvičení v antispastickém vzorci, které zprostředkovává intenzivní propioceptivní vstup do CNS. Při pasivních pohybech paretickými končetinami dochází ke zvýšené kortikální aktivaci, podobné jako u aktivního pohybu, ale v menší aktivitě, avšak podle Lotze (2003, p. 871) takto nenavodíme neurální plasticitu, potřebnou pro aktivaci volního řízení. Hlavní roli v motorickém učení je nutné přikládat volní aktivaci pohybu.

Další praktikované techniky využívají představu pohybu a observaci pohybu, jež mají za následek aktivaci tzv. mirror neuronů. Změny na CNS, vyvolané touto intervencí, jsou podobné (ve své kvalitě) jako změny vyvolané aktivním cvičením (Stefan et al., 2005, p. 9344). V rámci představy pohybu hraje důležitou roli mentální trénink, při dobrém provedení může dojít k oslovení drah vykonávajících tento pohyb (Confalonieri et al., 2012, p. 2). Tyto jednotlivé techniky se užívají u pacientů s těžkým motorickým deficitem, kteří nejsou schopni adekvátního aktivního pohybu, ale setkáváme se s nimi i jako facilitačními mechanismy v rámci komplexnějších rehabilitačních přístupů.

Pro mnoho konceptů je zásadní facilitace paretických/plegických končetin. Mezi základní mechanismy, podílející se na facilitaci, patří aktivace proprioceptorů protažením svalu před pohybem, trakci nebo kompresi do kloubních ploch, specifický taktilní podnět, vizuální pozorování pohybu a sluchový vstup (slovní komentář, hudba). Pro plegické a velmi těžce paretické svaly je stěžejní stimulovat jakoukoli aktivitu, bez ohledu na její kvalitu (Gál et al., 2015, pp. 105, 107).

V prvních dnech či týdnech po vzniku CMP se u pacientů objevuje tendence ztracenou funkci ruky kompenzovat zdravou končetinou. Při déle trvající inaktivitě by mohlo dojít k úplným ztrátám funkce postižené končetiny. Terapie této inaktivity spočívá

v tom, zamezit kompenzačním pohybům zdravé končetiny a donutit používat končetinu paretickou. Tato metoda je podle Laské & Holoňové (2016, pp. 209-211) přínosná hlavně v akutním stádiu, přičemž dominance horní končetiny nehraje roli.

Další významnou složkou fyzioterapie je časný výcvik posturálních reflexních mechanismů. Do aktivní terapie v akutním a subakutním stadiu zařazujeme zvládání otáčení na lůžku, tzv. bridgingu a rotace pánve, tyto pohyby jsou důležitou složkou zvládnutí volního pohybu (Horáček, 2006, pp. 11-15). Postupný dlouhodobý nácvik kontroly trupu a pánve, následující vertikalizací, je stěžejní pro budoucí stabilní chůzi.

V subakutním stádiu se začíná postupně rozvíjet spasticita. Rehabilitace se snaží o aktivaci volní hybnosti a používá k tomu řadu specifických metodik. Např. Ada et al. (2005, pp. 230-234) doporučuje provádět denně submaximální strečink po dobu delší než 15 min, jako prevenci rozvoje zkrácení. Hlavním cílem je prevence vzniku kontraktur, které by mohly způsobit vážné potíže při sebeobsluze a soběstačnosti pacienta.

Zvláštním zaměřením fyzioterapie je funkční trénink. Jelikož je provázaný s mnoha metodikami užívanými v rehabilitaci, není jeho postavení zcela jasné. Mluvíme-li o tréninku pacienta v rámci jeho přirozených funkcí, nejčastěji používáme výčet ADL aktivit. Včasné ovlivnění zvládnutí denních činností pacientem vidíme jako důležitý aspekt pro klinický obraz v chronickém období. Nedílnou součástí rehabilitace je ergoterapie, jež má nezastupitelnou roli při zvládnutí sebeobsluhy a zvládnutí běžných denních činností. (Kolář et al., 2009, pp. 303-307).

### **1.4.3 Robotická terapie**

Ve fyzioterapii se stále více setkáváme s robotickými rehabilitačními systémy, které mají usnadnit obnovu motorických funkcí (Musilová, et al., 2014, p. 137, 2014; Klobucká, et al., 2010, p. 167). Tyto systémy jsou jak terapeutické, tak diagnostické. Pomocí těchto přístrojů můžeme nastavit terapii pacientovi na míru tak, abychom využili maximální funkční zdatnost jedince. Mezi nejčastěji používané systémy patří přístroje na terapii horních končetin a přístroje určené k terapii chůze. Z hlediska funkčního stavu pacienta popisujeme tři stupně terapie: pasivní, aktivní asistovaná (v odlehčení, s dopomocí) a aktivní odporovaná.

Počet pacientů, kteří potřebují rehabilitační intervenci, se stále zvyšuje. Robotická terapie může těmto pacientům nabídnout velké spektrum terapií, avšak nemůže nahradit

individuální fyzioterapii a její přínos spočívá především v podpůrné léčbě. V poslední době se setkáváme s nárůstem těchto robotických pomůcek (Hillman, 2004, p. 38), bohužel jejich dostupnost je velmi omezená zejména pro velké pořizovací náklady a také z důvodu nedostatečných prostorových kapacit (Maciejasz, 2014, p. 1).

## **1.5 Hodnocení následků cévních mozkových příhod**

Velké množství terapeutických postupů má základ v empirických zkušenostech, které jsou zatíženy značnou měrou subjektivity, ale stanovení terapeutických intervencí a sledování úspěšnosti terapie není možno takto posoudit. V rehabilitaci se stále více setkáváme s trendem objektivního hodnocení stavu nemocného a hodnocení efektivity terapie, které mj. vede ke srovnávání jednotlivých postupů a kvality samotných zdravotnických pracovišť (Vaňásková, 2005, p. 314). Další skutečností je stále větší zapojení Evidence based medicine (EBM) popř. Evidence based practice (EBP) neboli medicíny a zdravotní péče založené na důkazech v běžné praxi. Pojmem důkaz se v EBM rozumí publikované výsledky biomedicínského výzkumu. Díky tomuto konceptu jsme schopni srovnávat výzkumnou činnost a doložit efektivitu samotné léčby.

### **1.5.1 Mezinárodní klasifikace poruch, disabilit a handicapů**

Světová zdravotnická organizace vydala Mezinárodní klasifikaci poruch, disabilit a handicapů (MKF, ICF). Tato klasifikace byla vytvořena jako ucelený koncept pro politiku a filozofii zdravotní péče. Cílem bylo srovnání následků vyvolaných zdravotním problémem a jejich hodnocení v praxi, ale i statistice, výzkumu a dalších. V České republice je ICF zavedena v českém znění od roku 2010, bohužel v praxi není zcela uplatněná. Podle Švestkové & Hoskovcové (2010; Sdělení ČSÚ) je limitující provádění funkční diagnostiky multidisciplinárním týmem a individuální odborné zhodnocení stavu pacienta. Tato klasifikace hodnotí následky ve třech kategoriích (Pfeiffer & Švestková, 2010, pp. 10-22):

- struktura a funkce orgánů,
- aktivita a limity aktivit – provádění úkolu (úkonu) nebo činu a obtíže s provedením,

- participace a faktory prostředí – zapojení do životních situací a problémy ovlivňující tuto integraci.

Dříve používané termíny porucha (impairment), disabilita (disability) a handicap, byly nahrazeny z důvodu snahy o pozitivní přístup. Postižení jedinci byli posuzováni v rámci tzv. úrovně postižení, ale nyní se v rámci snahy o zařazení postižených jedinců do společnosti používá termín úroveň zdraví, charakterizující jejich funkční stav (Allan et al., 2006, pp. 236-237; Pfeiffer & Švestková, 2010, p. 15).

Pro hodnocení handicapu se u pacientů po CMP používá mnoho funkčních testů. Můžeme je rozdělit na testy kognitivní, motorické aktivity a dotazníky kvality života. Široce jsou používány obecné testy např. index Barthelové (Barthel index – BI) a test funkční soběstačnosti (Functional Independence Measure – FIM) (Vaňásková, 2005, p. 311). Mezi nejčastěji používané testy k posouzení funkčního stavu horních končetin patří Fugl-Meyer test, Action Research Arm test a Box and Blocks test (Platz et al., 2005, p. 405).

### **1.5.2 Barthel index**

BI je nejrozšířenější test k posouzení aktivity v rehabilitaci. Poprvé byl použit v roce 1965, kdy byl vyvinutý původně pro hodnocení soběstačnosti u pacientů s neuromuskulárním a myoskeletárním onemocněním, malou proměnou prošel v roce 1989, kdy byl test mírně pozměněn v použitých termínech. (Kalvach et al., 2008, p. 196). BI vychází z předpokladu, že pro pacienta s výraznou disabilitou není rozhodující dílčí míra zlepšení, jako například svalová síla či rozsah pohybu, ale komplexnější funkční zdatnost ve smyslu soběstačnosti a sebeobsluhy např. oblékání, čištění zubů. Testování není zaměřeno na samotnou poruchu, ale na limitaci aktivity, kterou tato porucha přináší.

Bodově hodnotí deset činností běžného života (přijímání potravy, koupání, osobní hygiena, oblékání, kontinence močového měchýře, kontinence konečníku, užívání WC, přesuny, lokomoce a chůze po schodech). Neměří však psychické funkce a sociální adaptabilitu (Mahoney & Barthel, 1965, pp. 61-65).

### **1.5.3 Functional Independence Measure**

Tento test vychází ze základního hodnocení indexu Barthelové, doplněný sledováním kognitivních funkcí. FIM je o něco specifitější testování, které hodnotí nejen denní činnosti,

ale zároveň kognitivní funkce a psycho-sociální souvislosti. Principem je hodnocení 18 položek rozdělených do šesti kategorií (osobní péče, kontinence, přesuny, lokomoce, komunikace a sociální aspekty). Každá funkce se hodnotí v sedmi základních úrovních a stanovujeme míru závislosti a požadovanou asistenci druhé osoby. Celkové rozpětí výsledného skóre je 18–126 bodů, z toho náleží pohybovým dovednostem 13–91 bodů a psychickým funkcím 5–35 bodů. FIM je dobře použitelný v klinické praxi jako standard zdravotnické dokumentace. Funkční míra nezávislosti je určena hlavně pro hospitalizované pacienty (Vaňásková, 2004, pp. 313-314; Svěčená, 2013, pp. 133-134).

#### **1.5.4 The Action Research Arm Test**

The Action Research Arm Test (ARAT) slouží k měření funkční zdatnosti pacientů po CMP. Testování vychází ze schopnosti manipulovat s předměty s různým tvarem, velikostí a hmotností. Test obsahuje 19 položek, které jsou rozděleny do 4 dílčích testů, zaměřené na hrubý pohyb paže, stisk, úchop a špetku. Výchozí poloha je sed s opřením o záda, tento kontakt musí pacient udržet během celého průběhu. Všechny úkoly se porovnávají se zdravou stranou a měříme u nich rychlost provedení. Každý subtest hodnotíme na čtyřbodové stupnici (0–3), normální provedení je pak při skóre 57, vyšší skóre znamená menší postižení. (Bastlová et al., 2015, p. 36; Doussoulin et al., 2012, pp. 59-65).

#### **1.5.5 Fugl – Meyer Assessment**

Dalším možným klinickým testem používaným v rehabilitaci je Fugl – Meyer Assessment. Tento test vychází ze vzorců a posloupností při obnovování hybnosti horní končetiny po CMP (Kruitwagen-van Reenen et al., 2009, p. 1338). Umožňuje porovnat kvantitu volního pohybu, senzitivní funkci, koordinaci, stabilitu, pasivní hybnost a bolest. Testování probíhá ve 33 úkolech a je hodnoceno 3 bodovou škálou (0-2), maximální skóre je 66 bodů, čím je skóre vyšší, tím je HK lepší. Test je komplexním hodnocením horních i dolních končetin, ale pro klinickou praxi se dají použít jednotlivé části zvláště, dokonce i jejich podčásti (Herndon, 2006, pp. 408-410).

## 1.6 Přístrojová měření k posouzení postižení

Většina diagnosticko-terapeutických přístrojových metod je pro běžnou klinickou praxi v rehabilitaci jen obtížně použitelná, buď z důvodu ekonomických či kvůli technické náročnosti. Z tohoto důvodu se moderní medicína snaží vyvinout metodiku, která by obě tyto limitace vyřešila. Spousta pacientů různě kompenzuje funkci postižené horní končetiny, může se u nich vyvinout až opomíjení paretické končetiny. Běžným příkladem aktivit kompenzovaných zdravou končetinou je čištění zubů, oblékání, psaní a pití. Měření běžných denních aktivit má zásadní význam pro pochopení dopadu funkčního postižení na kvalitu života. Další nenahraditelnou výpovědní hodnotu má také pro objektivní posouzení výsledku rehabilitace interprofesním týmem (Culhane et al., 2005, p. 558). Měření funkce horní končetiny je zásadní pro zlepšení klinické praxe. U pacientů po CMP musíme individuálně přistupovat k jeho potížím, avšak v rámci porovnání účinnosti rehabilitačních intervencí musíme kvantifikovat poruchy hybnosti pomocí objektivních metod. Posouzení výsledků léčby pomocí reprezentativních metaanalýz vyžadují srovnatelná hodnotící měření. Hodnocení pomocí klinických testů předpokládá určitý stupeň objektivity, neboť jsou prováděny odborníky v oboru, avšak výsledky jsou mnohdy na úrovni bodového hodnocení pozorování funkční zdatnosti, a pokud se pacient jen přiblíží úspěchu, může dojít ke zkresení subjektivním zaujetím terapeuta (Santisteban et al., 2016, p. 2).

Výhoda, kterou přináší měření pomocí přístrojové techniky, je, že získaná data jsou konkrétní a více objektivní než výsledky klinických testů, ukazují nám měřitelné charakteristiky pohybu a jsou tak validním důkazem pro posouzení stavu paretické končetiny. Hodnocení horní končetiny je obtížné v tom, že vykazuje velmi komplexní a proměnlivou činnost, oproti dolní končetině, pro kterou je typický dobře klasifikovatelný pohyb chůze. V odborné literatuře se nejčastěji setkáváme se studii zaměřenými na kinematickou analýzu, méně se využívá povrchová EMG (Bastlová et al., 2014, p. 5)

Velkým přínosem přístrojového měření je pro pacienta zpětná vazba neboli biofeedback. V závislosti na cíli terapie se v medicíně setkáváme s detekcí fyziologických parametrů jako srdeční frekvence, aktivita mozkových vln nebo svalová aktivita (Yucha, Montgomery, 2008, p. 7). Terapie za pomoci biofeedbacku může pomoci nahradit chybějící senzorycké informace, které mohou být vlivem CMP ztraceny. Pacient takto dokáže lépe vnímat prováděnou aktivitu a korigovat se při jednotlivých pohybech. V poslední době

se často setkáváme s využitím virtuální reality, která by měla pacientovi dodat co možná nejrealnější podmínky při pohybu (Giggins et al., 2013, p. 9).

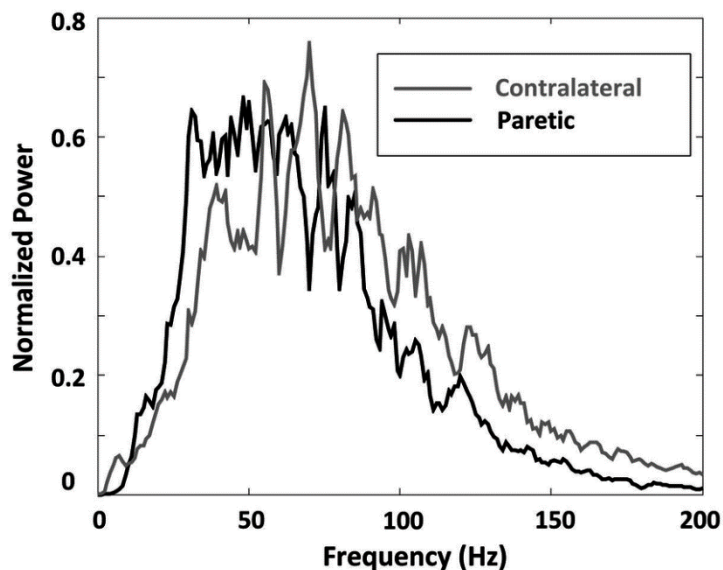
### **1.6.1 Povrchová elektromyografie**

Mezi běžné přístrojové technologie, používané pro kineziologickou analýzu, řadíme povrchovou elektromyografii, polyelektromyografii (SEMG). Jedná se o přístrojovou elektronickou techniku, jež vytváří záznam a analýzu elektrických potenciálů, které jsou generovány během kontrakční aktivity kosterního svalstva. Pomocí SEMG hodnotíme vzájemnou součinnost několika vybraných svalů při analýze konkrétního pohybu. Sledujeme míru aktivace svalů a velikost svalové aktivity více svalů současně v průběhu pohybu, díky tomu můžeme popisovat svalové synergie a timing svalů. Pomocí SEMG můžeme klinicky kvalifikovat podprahové poruchy motoriky a aplikovat poznatky do klinické praxe rehabilitace (Krobot & Kolářová, 2011, pp. 5-7).

Předmětem analýzy SEMG jsou parametry akčních potenciálů. Akční potenciál se šíří po axonu periferního nervu a aktivuje všechna svalová vlákna jedné motorické jednotky. Axony jsou zakončeny nervosvalovou ploténkou, ve které dochází k vyplavení acetylcholinu, depolarizaci a vzniku svalového akčního potenciálu. Ten se rychle šíří na celou membránu svalové buňky a dochází k uvolnění iontů vápníku a kontrakci svalu. Elektrické projevy aktivace svalových buněk se načítají, součet těchto akčních potenciálů označujeme jako potenciál motorické jednotky.

Vyšetření SEMG probíhá ve dvou fázích. V první měříme aktivitu vybraných kosterních svalů. V další provádíme analýzu „surového“ SEMG záznamu, pomocí speciálních počítačových programů. Výsledný surový SEMG signál zpracujeme pomocí počítačového programu. Ke zpracování tohoto signálu se používá rektifikace (převedení negativní části signálu na absolutní hodnoty), vyhlazení (odstranění náhodných vrcholů), normalizace (vztažení hodnot ke standardu) a filtrace (např. EKG artefaktů). Pro představu přikládáme ukázkou zpracovaného EMG signálu záznamu aktivity paretického a zdravého svalu na obrázku 2.





**Obrázek 2** Srovnání aktivity paretického a kontralaterálního (zdravého) svalu pomocí SEMG (Yao et al., 2015, p. 5)

Hlavní výhodou tohoto měření je neinvazivnost a poměrně jednoduché měření (Rodová et al., 2001, p. 174). Mezi nevýhody řadíme především fakt, že SEMG signál může být značně zkreslený řadou faktorů, např. metodickým postupem, zpracováním signálu a dále fyziologickými faktory jako tloušťka kůže nad svalovým bříškem nebo vlastnosti motorických jednotek. Další limitací je aplikace pouze na povrchové svaly a částečné omezení možných zkoumaných dynamických pohybů.

### 1.6.2 Akcelerometrie

Akcelerometr je zařízení, které snímá zrychlení pohybu. Akcelerometr je možné využít pro detekci pohybu těla i končetin. Nabízí objektivní alternativu měření motoriky. Interpretace informací zjištěných z měření mohou být použity v průběhu času. Mají velkou výhodu zaznamenávat aktivitu pacientů kontinuálně v průběhu dnů či týdnů, a to např. i v jejich vlastním prostředí, které je laboratorně nenahraditelné (Kawada et al., 2008, pp. 157-158). Použití senzoru – akcelerometru ve formě náramků se jeví jako výhodná možnost i u pacientů s vyšším stupněm funkčního postižení. Pro měření aktivity horní končetiny lze použít zařízení v podobě náramku (hodinek), které můžeme upnout například na zápěstí či loket. Jeho základem je přesný algoritmus na vyhodnocení pohybů. (Sládková et al., 2013, pp. 144-145).

U pacientů po CMP je klíčové zjistit stupeň postižení funkčních schopností v oblasti motoriky. Akcelerometr lze využít pro objektivní monitoring poruchy pohybového vzorce HK u pacientů po poškození mozku (Sládková et al., 2013, p. 143).

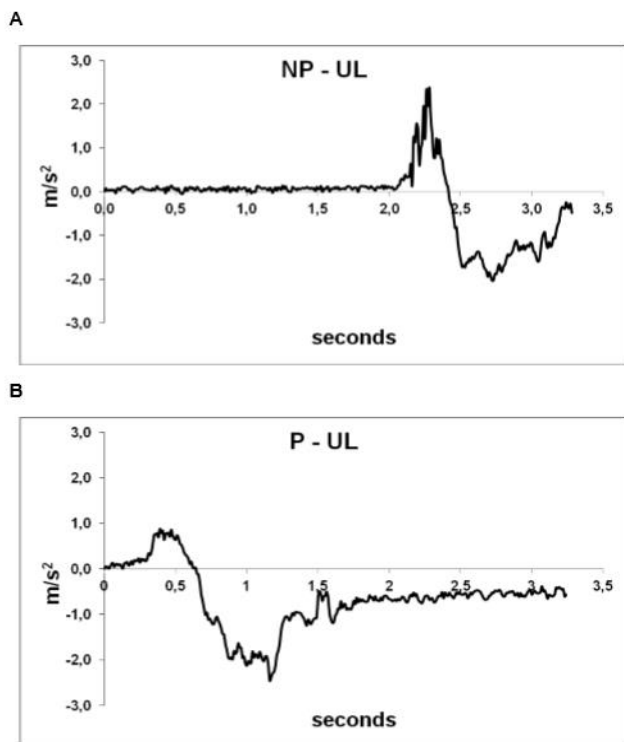
Akcelerometrie může být používána pro hodnocení deficitu a následnou terapii. V běžném životě konají pacienti úkoly, které se pomocí akcelerometrie změří a vyhodnotí případné funkční postižení. Měření může takto probíhat celé hodiny a zaznamenat tak činnosti, které nejsme schopni nasimulovat. Pro pacienty má akcelerometrie výhodu velmi nezatěžující intervenční metody.

Pro hodnocení kinematiky horních končetin některé studie preferují složité systémy 3D analýzy, zkoumají se izolované pohyby v kloubech (loket) či pohyby bez interakce s objekty, které nemusí představovat podmínky běžného života (Mirbagheri & Rymer, 2008, p. 1507; Wagner et al., 2007, p. 752). Proto se v posledních letech stalo trendem zkoumané pohyby spojit s účelem úkolu a přidat význam při orientaci, formě a poloze cílového objektu (Trombly & Wu, 1999, pp. 333-334).

Bylo zjištěno, že používání senzorů pro určení aktivity v běžném životě jen těžko rozlišuje mezi pohyby horní končetiny samostatně nebo při pohybu celého těla. Z tohoto důvodu byl vytvořen algoritmus, jenž je schopen porovnat výsledky ze senzoru na horní končetině a kontrolního senzoru na těle (Sládková et al., 2013, p. 144; Karantonis et al., 2006, pp. 234-235).

### **1.6.2.1 Využití akcelerometrie v dlouhodobé rehabilitaci**

Pro dlouhodobou rehabilitaci i prevenci zhoršení funkčního stavu se akcelerometr jeví jako výhodný přístroj. Akcelerometr může být navržen tak, aby monitoroval průběh vedené terapie, ale i jakékoliv jiné aktivity, bez odborného dohledu. Naměřená data se zapisují a mohou být později analyzována. Výstupem jsou grafy, které ukazují, jak pacient zapojuje postiženou horní končetinu, ukázkou můžeme vidět na obrázku 3.



**Obrázek 3** Ukázka záznamu akcelerometru při přiblížení a úchopu předmětu, A-zdravá HK, B-paretická HK (Michaelsen, et al., 2013, p. 749)

U pacientů s hemiparézou vyžadujeme vykonávání bimanuálních úchopů. Při řízené rehabilitaci lze pacienta naučit tento úchop, ale snažíme se jej u pacienta zafixovat i při denních činnostech. Proto se využití tohoto přístroje zdá jako výhodný prvek biofeedbacku. Ke zpětné vazbě dochází při analýze dat z přístroje, kde můžeme vyhodnotit, zda pacient v domácím prostředí končetinu zapojil a zda se věnoval předepsaným cvičením. Zpětnovazebná kontrola prostřednictvím zvukových či světelných signálů o správném provedení pohybu může být pro pacienta velmi přínosná a ovlivnit jeho pohybové chování bez odborného dohledu (Sládková et al., 2013, p. 144).

## 2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíl práce

Cílem této diplomové práce je objektivizovat rozdíly mezi pravou a levou horní končetinou u pacientů po cévní mozkové příhodě. Porovnat výsledky paretické a zdravé horní končetiny u pacientů na základě hodnocení svalové aktivity pomocí SEMG a dynamiky pohybu pomocí akcelerometrie.

### 2.2 Vědecké otázky a hypotézy

*Vědecká otázka č. 1: Jak se liší svalová aktivita paretických končetin od zdravých při dosahových aktivitách?*

**H<sub>01</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).

**H<sub>A1</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).

**H<sub>02</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2).

**H<sub>A2</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2).

**H<sub>03</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a).

**H<sub>A3</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a).

**H<sub>04</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu a aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b).

**H<sub>A4</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b).

*Vědecká otázka č. 2: Jak se liší dynamika pohybu paretických končetin od zdravých při dosahových aktivitách?*

**H<sub>05</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).

**H<sub>A5</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).

**H<sub>06</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2).

**H<sub>A6</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2).

**H<sub>07</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a).

**H<sub>A7</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a).

**H<sub>08</sub>**: Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b).

**H<sub>A8</sub>**: Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b).

**H<sub>09</sub>**: Není statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách zrychlení pohybu při položení a dopadu láhve na stůl mezi paretickou a neparetickou končetinou (pohyb 3c).

**H<sub>A9</sub>**: Je statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách zrychlení pohybu při položení a dopadu láhve na stůl mezi paretickou a neparetickou končetinou (pohyb 3c).

## **3 METODIKA**

### **3.1 Charakteristika testovaného souboru**

Do naší studie bylo zahrnuto 14 probandů (pacientů) po prodělání ischemické CMP mozkové příhody v povodí ACM, z nichž 8 mělo levostrannou hemiparézu a 6 pravostrannou hemiparézu. Studie se zúčastnilo 10 mužů a 4 ženy. Průměrný věk pacientů byl 64,79 ( $\pm 10,56$ ) let, nejmladší pacient byl ve věku 45 a nejstarší 85. Průměrná doba od vzniku iktu byla 33,07 ( $\pm 9,91$ ) dnů. BMI probandů se pohybovalo okolo 25,17 ( $\pm 3,43$ ).

Všichni probandi byli hospitalizováni na rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci. Podmínkou pro zařazení do výzkumu byl stav po cévní mozkové příhodě, která se udála do 3 měsíců. Mezi hlavní kritéria pro zařazení do studie, byla klinická manifestace na horní končetině a zároveň schopnost dosahové aktivity paretické HK, schopnost uchopit a napít se (přiblížit k ústům) z 500 ml plastové láhve. Dominance končetiny nebyla brána ve zřetel, z důvodu komplexního funkčního motorického úkolu.

U pacientů se v době měření nevyskytoval žádný jiný neurologický deficit, který by mohl ovlivnit hybnost paretické končetiny. Před samotným měřením nebyli probandi zatíženi žádným infektem, horečnatým stavem ani jiným zdravotním problémem, který by mohl ovlivnit výsledky daných měření. Kritériem pro vyřazení ze studie byla již opakovaná mozková příhoda, Neglect syndrom, neschopnost spolupráce z důvodu afázie či jiné příčiny, apraxie, vážná porucha zraku a přidružená onemocnění vylučující měření v kineziologické laboratoři. Za další vylučující okolnost byl považován stav po úrazu na HK, popř. po operaci, který by rovněž mohl omezit pohyblivost končetiny. Všichni vyšetřovaní byli podrobně seznámeni s průběhem a charakterem měření. Testovaní probandi podepsali informovaný souhlas, který je k nahlédnutí v příloze 1.

### **3.2 Popis měření**

Výzkum k diplomové práci se zabýval rozdíly v parametrech mezi paretickou HK a zdravou HK u pacientů po CMP. Pro objektivizaci postižení byla použita analýza pomocí povrchové EMG a akcelerometru. V rámci měření byl využit šestnácti-kanálový povrchový elektromyograf firmy Noraxon, synchronizovaný s videozáznamem a akcelerometrem,

který byl jeho součástí. V rámci studie byla použita jediná pomůcka, a to plastová láhev o objemu 500 ml naplněná vodou. Snímala se bilaterálně elektrická aktivita svalstva horních končetin při následujících pohybech v tomto pořadí:

- 1) Přiblížení a uchopení láhve – normální rychlost provedení.
- 2) Přiblížení a uchopení láhve – co nejrychlejší provedení, s pokynem „co nejrychleji“
- 3) Napítí se (přiblížení k ústům) z láhve – pro zpracování analýzy byl tento pohyb rozfázován na tyto části:
  - a. Pohyb nahoru k ústům
  - b. Pohyb dolů
  - c. Dopad (položení) láhve na stůl

Svalovou aktivitu jsme vyhodnocovali pomocí 16-kanálového Noraxon TeleMyo 2400T G2 přístroje, napojeného na počítačový software pro měření a zpracování dat MyoResearch XP Master Edition 1.07. Zkoumané svaly byly následující (rozdělení podle kanálů přístroje Noraxon):

1. m. flexor carpi ulnaris sin.
2. m. flexor carpi ulnaris dx.
3. m. extensor carpi radialis sin.
4. m. extensor carpi radialis dx.
5. m. biceps brachii sin.
6. m. biceps brachii dx.
7. caput mediale m. triceps brachii sin.
8. caput mediale m. triceps brachii dx.
9. pars sternocostalis m. pectoralis majoris sin.
10. pars sternocostalis m. pectoralis majoris dx.
11. m. serratus anterior sin.
12. m. serratus anterior dx.

13. akcelerometr ruka osa x
14. akcelerometr ruka osa y
15. akcelerometr předloktí osa x
16. akcelerometr předloktí osa y

Svalová aktivita byla měřena oboustranně, pro analýzu však byly použity údaje pouze ze zkoumané strany. Oba akcelerometry byly umístěny na stranu měřené paže, poté byly přeneseny na stranu druhou. Všechny pohyby byly měřeny ve třech opakováních, pro analýzu pak byly použity zprůměrované hodnoty z těchto měření.

Měření dynamiky pohybu probíhalo pomocí dvou akcelerometrů Noraxon. První byl připevněn na dorzální stranu ruky v úrovni třetího metacarpu. Druhý byl umístěn z dorzální strany předloktí 5 cm od spojnice processus styloideus radii et processus styloideus ulnae, jak vidíme na obrázku 4. Akcelerometry byly připevněny lepicí páskou. V průběhu měření byly oba na vyšetřované straně, nejprve na zdravé poté na nemocné.



**Obrázek 4** Umístění akcelerometrů na ruce a předloktí



### 3.2.1 Vlastní průběh měření

Měření probandů probíhalo jednorázově v kineziologické laboratoři lůžkového oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Nejprve byla probandům odebrána anamnéza pro zajištění kritérii pro zařazení do studie. Poté byli pacienti svlečeni do půli těla, ženy mohly mít spodní prádlo. Měřeným svalům byla napalповána svalová bříska během izometrické kontrakce a kůže nad nimi ošetřena abrazivní pastou, poté mokřým ručníkem omyta a osušena. Na očištěný střed byly kolmo na průběh svalu nalepeny 2 jednorázové snímací elektrody, přičemž vzdálenost středů elektrod nepřesáhla 2 cm. Zemní elektrodu jsme umístili na mediální epikondyl humeru. Poté jsme aplikovali jednotlivé svody k elektrodám. Kontrola umístění elektrod byla provedena porovnáním izometrické kontrakce příslušného svalu s jeho elektromyografickým záznamem. Následně jsme připevnili zesilovače a zavazující dráty lepicí páskou ke kůži. Poté jsme umístili 2 akcelerometry na výše popsaná místa a také je připevnili lepicí páskou. Pak jsme provedli kalibraci signálu během klidového sedu. Každému pořizování záznamu jednotlivého pohybu předcházela kalibrace signálu.

Výchozí polohou pro měření byl vzpřímený sed s opěrou zad. Před měřením byl pacient upozorněn, aby během pohybů zůstal opřen o opěradlo. Horní končetiny byly volně položeny na stole. Před probandem ve vzdálenosti 50 cm byla položena 500 ml plastová láhev naplněná vodou (viz obrázek 4). Hodnocené pohyby jsme měřili nejdříve na zdravé končetině ve výše uvedeném pořadí, každý pohyb byl nejprve vysvětlen, vyzkoušen a poté zaznamenán ve 3 opakováních. Pro první dva pohyby platilo, aby pacient láhev pouze uchopil, ale nezvedal, konečná pozice je vidět na obrázku 5. Po skončení posledního pohybu došlo k přelepení obou akcelerometrů na paretickou HK a měřili jsme pohyby na této končetině, ve stejném průběhu i pořadí.



**Obrázek 5** Konečná pozice pohybu přiblížení k láhvi

### **3.3 Zpracování a vyhodnocení dat EMG a akcelerometru**

Výsledky naměřené pomocí přístroje Noraxon byly standardně zpracovány v programu MyoResearch XP Master Edition 1.08. Výsledky z měření nemocné a zdravé HK byly porovnány mezi sebou, kde paretická končetina reprezentovala experimentální skupinu a zdravá kontrolní skupinu.

Pro hodnocení svalové aktivity jsme použili metodu výpočtu násobků aktivačních hodnot. Surový EMG signál byl zpracován pomocí EKG redukce u trupových svalů (m. pectoralis major, m. serratus anterior), rektifikován a pro vyhlazení byl použit RMS algoritmus o hodnotě 50 ms. Následně jsme označili platné úseky záznamu. Začátek a konec jednotlivých úseků byl stanoven podle údajů z akcelerometru doplněných o kamerový záznam synchronizovaný s EMG měření. EMG signál byl zpracován pomocí funkce Average Activation. Z klidového záznamu měřených svalů byl pomocí zmíněné funkce vyhotoven report o klidové aktivitě svalů. Z číselných hodnot jsme vypočítali směrodatnou odchylku a pro každý sval byla určena tzv. aktivační hodnota. Použitý vzorec pro výpočet

této hodnoty je součet průměrné klidové aktivity + jejich dvou směrodatných odchylek. Následně jsme vyhodnotili svalovou aktivitu během zkoumaných pohybů a podílem průměrné této aktivity a aktivačních hodnot daného svalu byl vypočítán násobek aktivačních hodnot, tyto hodnoty byly podrobeny statistické analýze.

Pro analýzu dynamiky pohybu pomocí akcelerometru byl surový záznam rektifikován a vyhodnocen pomocí Average Activation. Výstupní průměrné hodnoty byly dále statisticky zpracovány.

### **3.4 Statistické zpracování dat**

Naměřená Data pro statistické zpracování byla vložena (převedená) do programu Microsoft Excel verze 2016, kde byla také provedena základní popisná statistika testovaného souboru. Statistické zpracování výsledků bylo provedeno pomocí programu Statistica CZ verze 12.0. Za statisticky významné byly považovány výsledky na hladině významnosti  $p < 0,05$ .

Obě vědecké otázky, zkoumající rozdíly mezi svalovou aktivitou a dynamikou pohybu, byly otestovány pomocí neparametrických testů. Pro statistické zpracování dat byla použita metoda porovnání dvou závislých vzorků pomocí Wilcoxonova párového testu. Výsledné tabulky a grafy byly upraveny v programu Microsoft Excel 2016.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

**Vědecká otázka č. 1:** Jak se liší svalová aktivita paretických končetin od zdravých končetin při dosahových aktivitách?

#### 4.1.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

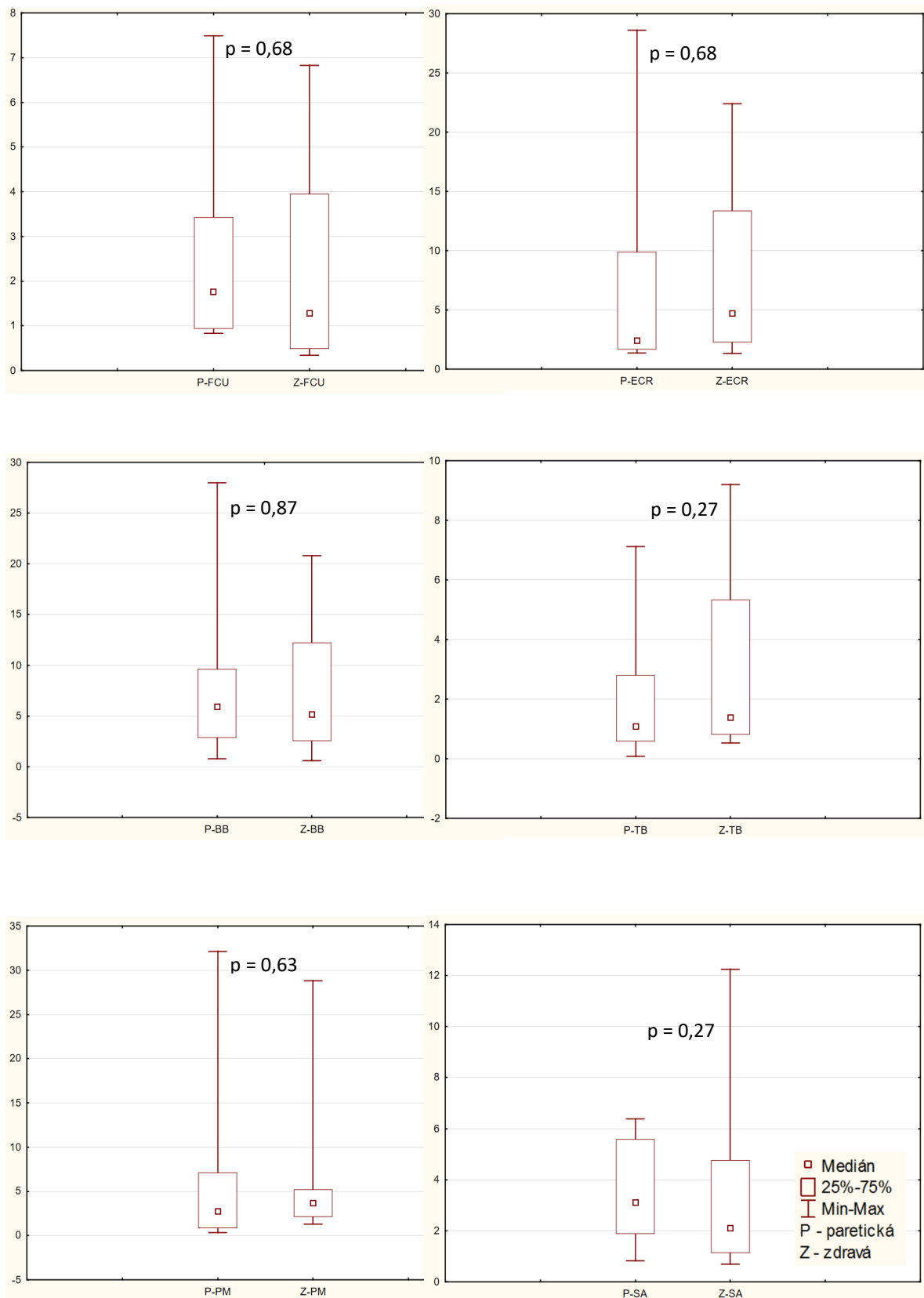
Hypotézu H<sub>01</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1), nelze zamítnout* a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A1</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).*

K vyhodnocení výsledků hypotézy H<sub>01</sub> byl použit Wilcoxonův párový test pro závislé vzorky. Testem byly porovnány všechny hodnoty násobků aktivačních hodnot jednotlivých svalů paretické a zdravé horní končetiny. Hypotézu H<sub>01</sub> nelze zamítnout, protože se ani jeden ze zkoumaných parametrů neprokázal jako významný na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  během dosahu horní končetiny k láhvi normální přirozenou rychlostí. Statistické výsledky uvádíme v tabulce 2. Jelikož jsme nepotvrdili významné rozdíly mezi aktivitou jednotlivých svalů, jsou konkrétní výsledky k nahlédnutí na obrázku 6.

**Tabulka 3** Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 1

Svaly	P-FCU & Z-FCU	P-ECR & Z-ECR	P-BB & Z-BB	P-TB & Z-TB	P-PM & Z-PM	P-SA & Z-SA
hodnoty p	0,683239	0,683239	0,875291	0,271948	0,637767	0,271948

*Legenda: P – paretický, Z – zdravý; FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*



**Obrázek 6** Grafické znázornění výsledků EMG – pohyb 1

*Legenda: FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*

### 4.1.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

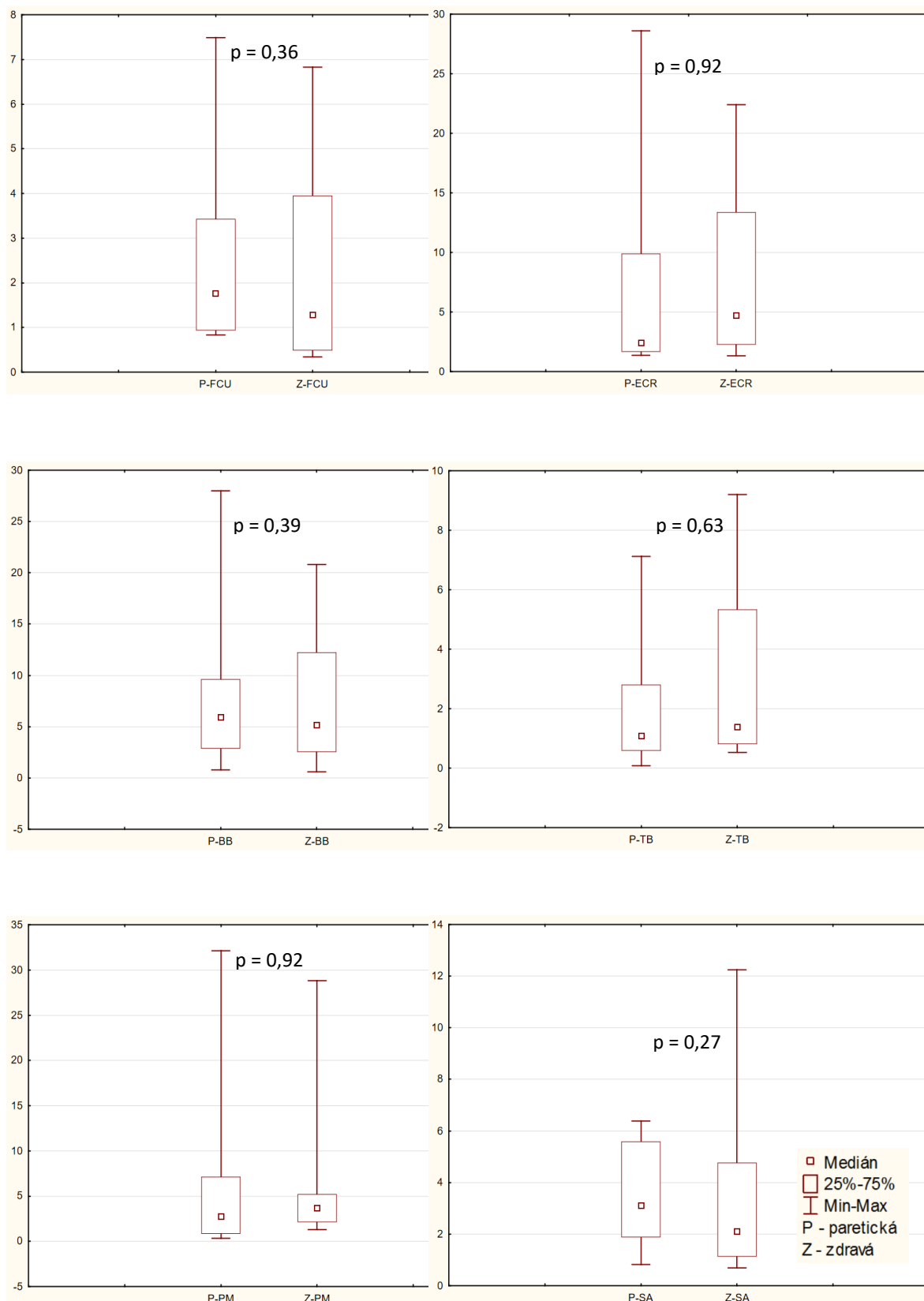
Hypotézu H<sub>02</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2)*, **potvrzujeme** a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A2</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2)*.

Na základě analýzy Wilcoxonova párového testu pro závislé vzorky nebyl dokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  během dosahu horní končetiny k láhvi při „co nejrychlejším“ provedení u žádných svalů, proto nemůžeme hypotézu H<sub>02</sub> zamítnout. Statistické výsledky uvádíme v tabulce 3. Podrobný přehled výsledků viz obrázek 7.

**Tabulka 4** Statistická významnost rozdílů násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 2

Svaly	P-FCU & Z-FCU	P-ECR & Z-ECR	P-BB & Z-BB	P-TB & Z-TB	P-PM & Z-PM	P-SA & Z-SA
hodnoty p	0,362687	0,924978	0,396727	0,637767	0,924978	0,271948

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; FCU - *m. flexor carpi ulnaris*, ECR - *m. extensor carpi radialis*, BB - *m. biceps brachii*, TB - *m. triceps brachii*, PM - *m. pectoralis majoris*, SA - *m. serratus anterior*



**Obrázek 7** Grafické znázornění výsledků EMG – pohyb 2

*Legenda: FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*

### 4.1.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

Hypotézu H<sub>03</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a)*, **nelze zamítnout** a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A3</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a)*

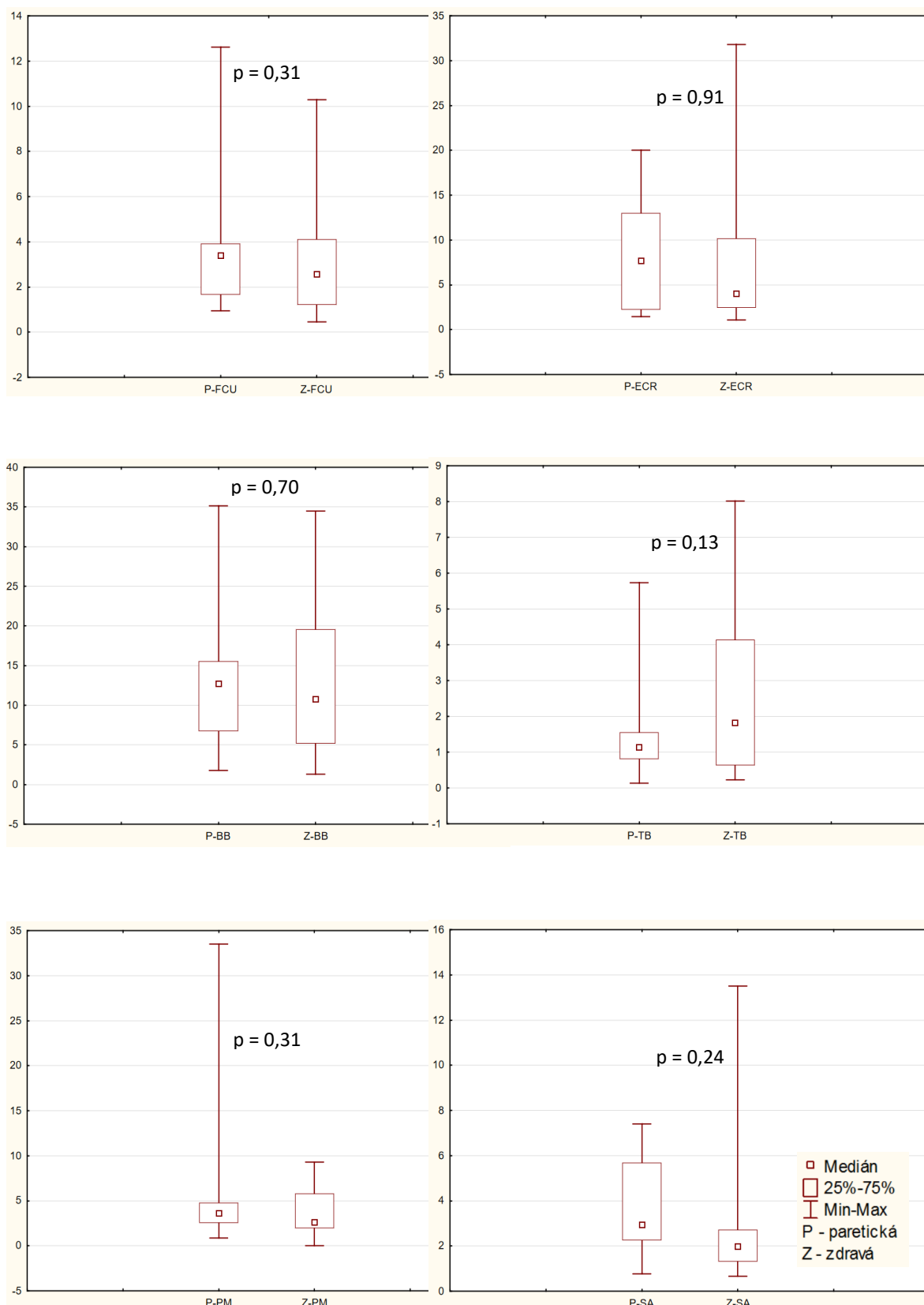
Wilcoxonův párový test pro porovnání parametrů pohybu zvedání láhve k ústům (3a) paretickou a neparetickou končetinou neukázal významný statistický rozdíl v parametrech násobků aktivačních hodnot daných svalů. Výsledky statistické analýzy jsou v tabulce 4. Konkrétní výsledky SEMG analýzy uvádíme na obrázku 8.

**Tabulka 5** Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 3a

Svaly	P-FCU & Z-FCU	P-ECR & Z-ECR	P-BB & Z-BB	P-TB & Z-TB	P-PM & Z-PM	P-SA & Z-SA
hodnoty p	0,310898	0,916512	0,700704	0,132958	0,310898	0,248865

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; FCU - *m. flexor carpi ulnaris*, ECR - *m. extensor carpi radialis*, BB - *m. biceps brachii*, TB - *m. triceps brachii*, PM - *m. pectoralis majoris*, SA - *m. serratus anterior*





**Obrázek 8** Grafické znázornění výsledků EMG pohyb – 3a

*Legenda: FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*

#### 4.1.4 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

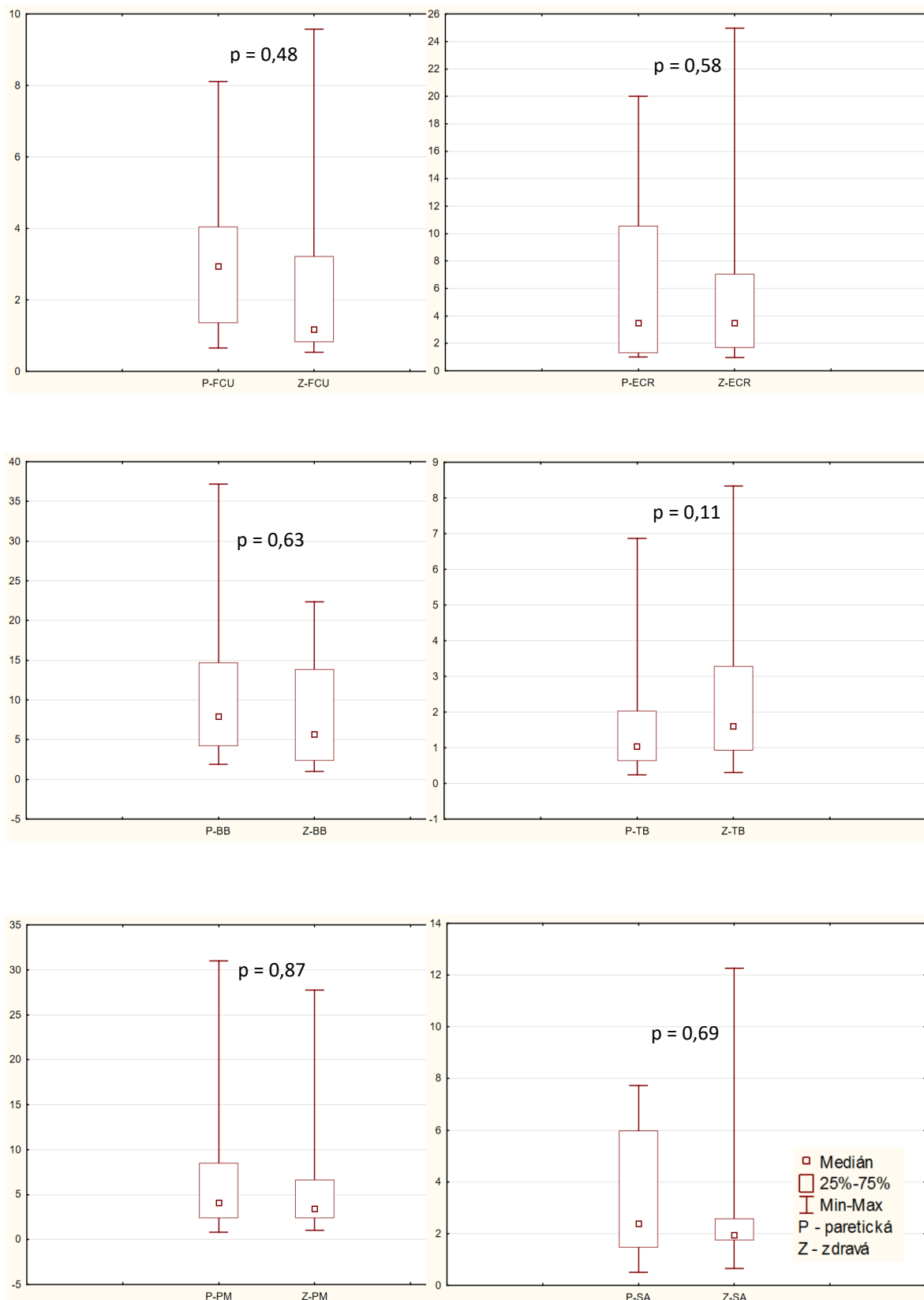
Hypotézu H<sub>04</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu a aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b)*, **potvrzujeme** a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A4</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b)*.

Pomocí Wilcoxonova párového testu byla porovnána aktivita všech svalů, avšak nebyl prokázán významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Hypotézu H<sub>04</sub> nelze zamítnout. Násobky aktivačních hodnot jednotlivých svalů paretické a zdravé horní končetiny při pohybu 3b – pokládání láhve na stůl - jsou k nahlédnutí na obrázku 9. Hodnoty  $p$  pro porovnání statistické významnosti viz tabulka 5.

**Tabulka 6** Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 3b

Svaly	P-FCU & Z-FCU	P-ECR & Z-ECR	P-BB & Z-BB	P-TB & Z-TB	P-PM & Z-PM	P-SA & Z-SA
<b>hodnoty p</b>	0,480177	0,58292	0,637871	0,116665	0,875329	0,694887

*Legenda: P – paretický, Z – zdravý; FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*



**Obrázek 9** Grafické znázornění výsledků EMG pohyb – 3b

*Legenda: FCU - m. flexor carpi ulnaris, ECR - m. extensor carpi radialis, BB - m. biceps brachii, TB - m. triceps brachii, PM - m. pectoralis majoris, SA - m. serratus anterior*

## 4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

**Vědecká otázka č. 2:** Jak se liší dynamika pohybu paretických končetin od zdravých při dosahových aktivitách?

### 4.2.1 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

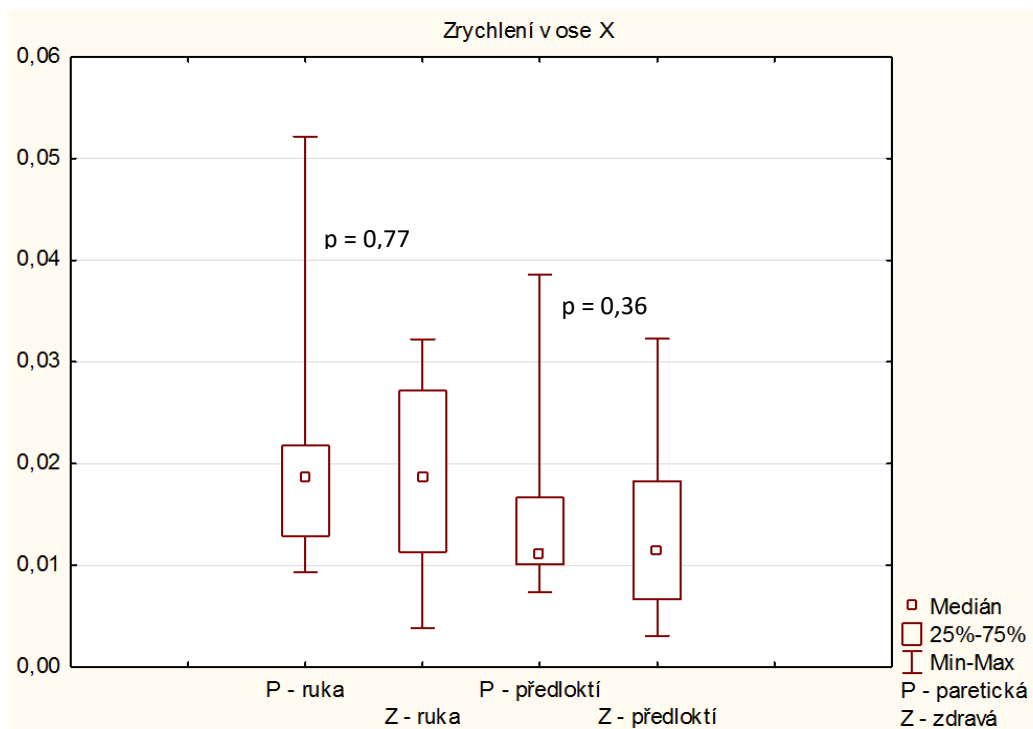
Hypotézu H<sub>05</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).*, **nelze zamítnout** a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A1</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – normální provedení (pohyb 1).*

K vyhodnocení výsledků hypotézy H<sub>05</sub> jsme použili Wilcoxonův párový test pro závislé vzorky. Testem byly porovnány všechny hodnoty zrychlení pohybu obou akcelerometrů v osách x a y během dosahu horní končetiny k láhvi normální přirozenou rychlostí. Hypotézu H<sub>05</sub> nezamítáme, neboť nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Statistické výsledky uvádíme v tabulce 6. Konkrétní výsledky viz obrázek 10 a 11.

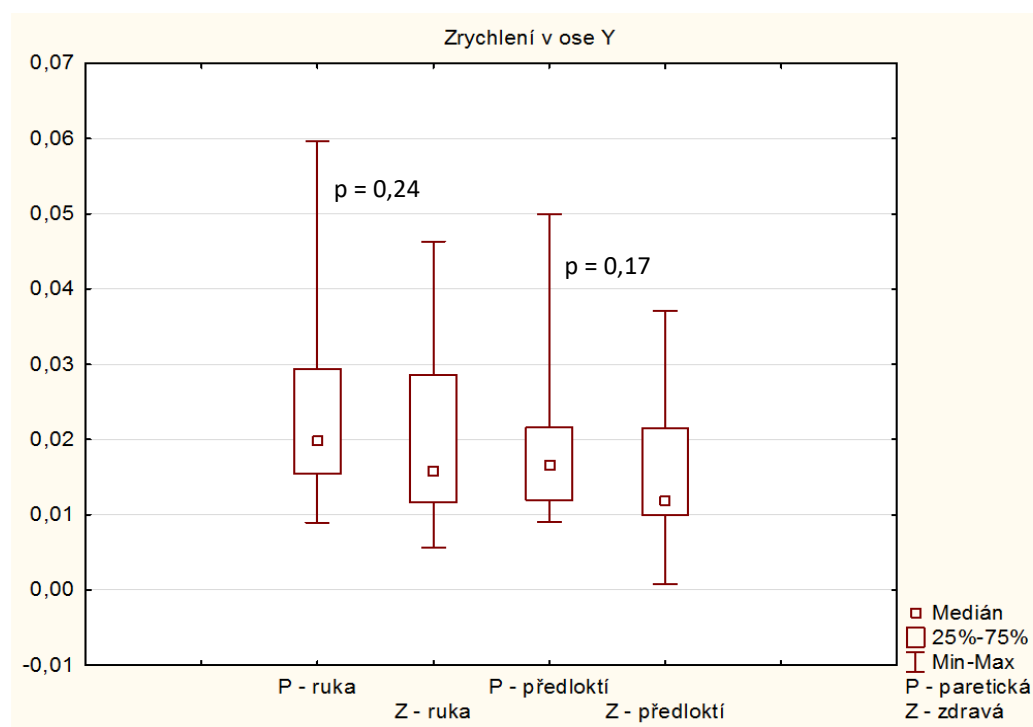
**Tabulka 7** Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 1

osy akcelerometru	P-ruka x & Z-ruka x	P-ruka y & Z-ruka y	P-předloktí x & Z-předloktí x	P-předloktí y & Z-předloktí y
<b>hodnoty p</b>	0,777565	0,245494	0,362687	0,177115

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; x/y osy akcelerometrů



**Obrázek 10** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 1



**Obrázek 11** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 1

## 4.2.2 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

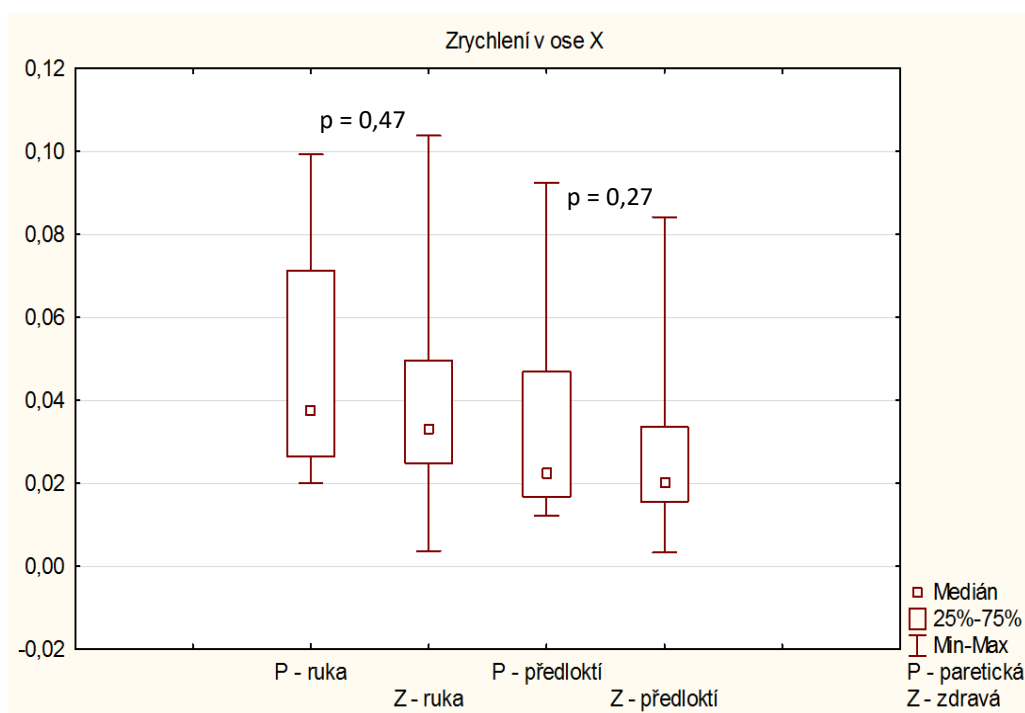
Hypotézu H<sub>06</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2), potvrzujeme* a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A6</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení k láhvi – rychlé provedení (pohyb 2).*

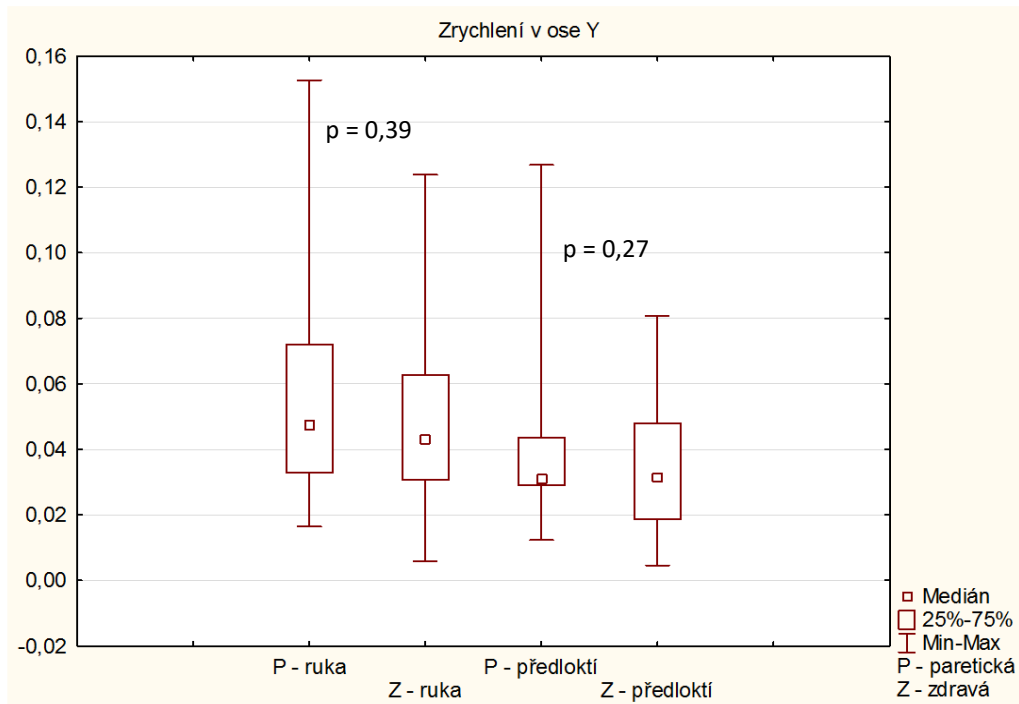
Wilcoxonův párový test pro porovnání parametrů dynamiky pohybu zvedání láhve k ústům (3a) paretickou a neparetickou končetinou neukázal významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Výsledky p-hodnot uvádíme v tabulce 7. Konkrétní porovnání je vidět na obrázcích 12 a 13.

**Tabulka 8** Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 2

osy akcelerometru	P-ruka x & Z-ruka x	P-ruka y & Z-ruka y	P-předloktí x & Z-předloktí x	P-předloktí y & Z-předloktí y
hodnoty p	0,470338	0,396727	0,271948	0,271948

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; x/y osy akcelerometrů





**Obrázek 13** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 2

### 4.2.3 Výsledky k hypotéze H<sub>07</sub>

Hypotézu H<sub>07</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a), zamítáme* z důvodu signifikantního rozdílu mezi horními končetinami. Potvrzujeme alternativní hypotézu H<sub>A7</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu přiblížení láhve k ústům (pohyb 3a).*

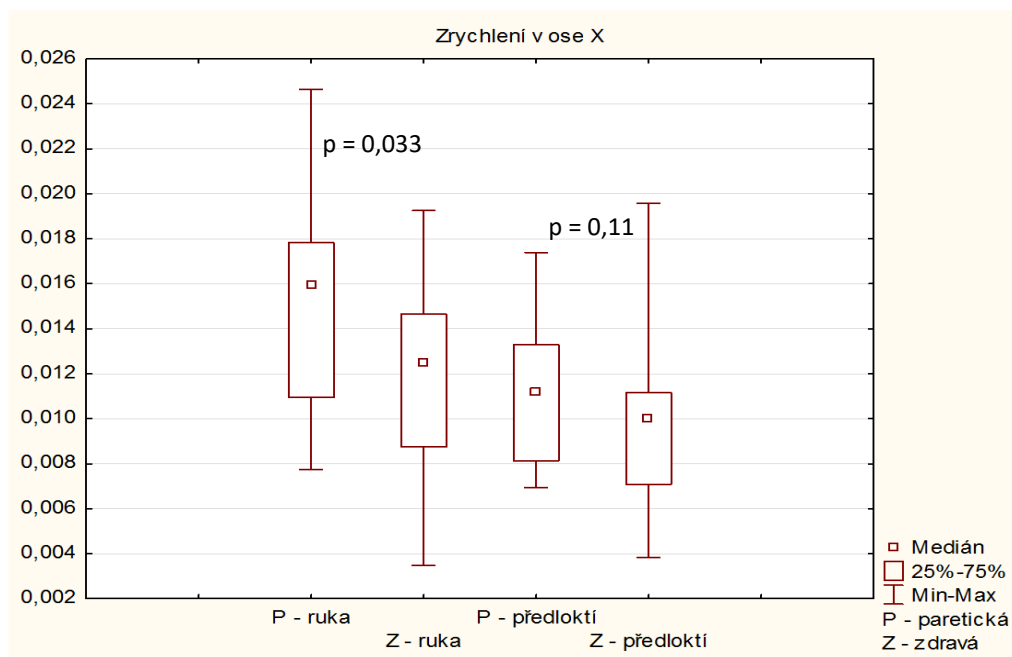
Hypotézu H<sub>07</sub> zamítáme z důvodu statisticky významného rozdílu mezi dynamikou pohybu paretické a neparetické horní končetiny při pohybu 3a – přiblížení láhve k ústům. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní rozdíl v parametrech zrychlení, a to v obou osách akcelerometru umístěného na ruce a na ose y na předloktí, kdy hladina statistické významnosti rozdílu je menší než 0,05. Rozdíl zrychlení na ose y akcelerometru předloktí dokonce překročil hladinu statistické významnosti  $p < 0,01$ . V parametru zrychlení předloktí v ose x. nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ( $p = 0,12$ ). Výsledky p hodnot akcelerometrie viz tabulka 8, statisticky významné hodnoty jsou zvýrazněny červeně. Konkrétní výsledky všech parametrů jsou znázorněny v grafech na obrázcích 14 a 15.

**Tabulka 9** Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu

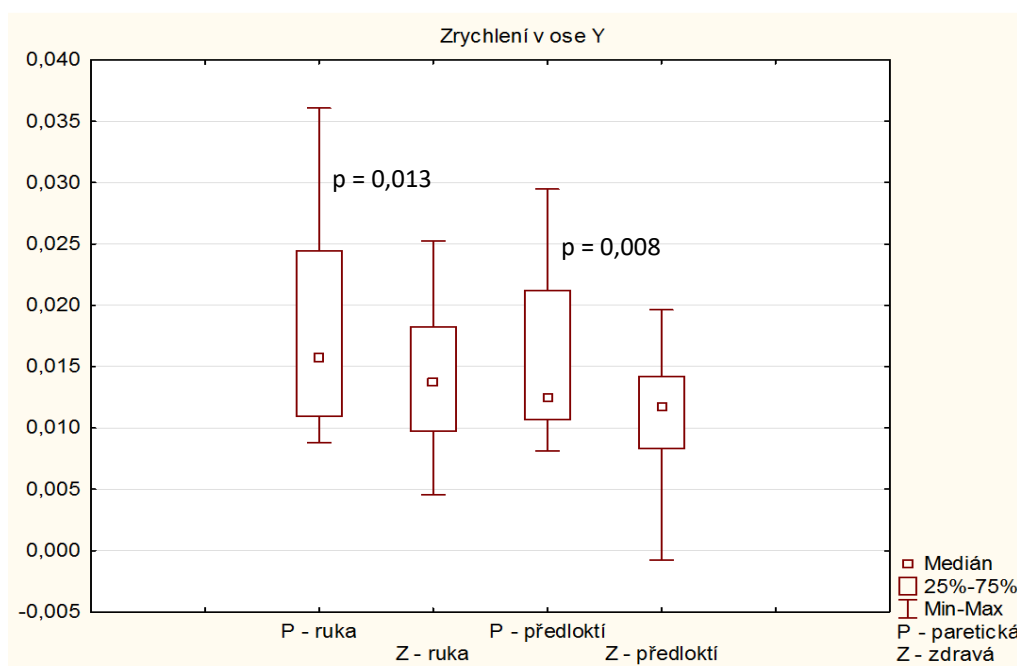
3a

osy akcelerometru	P-ruka x & Z-ruka x	P-ruka y & Z-ruka y	P-předloktí x & Z-předloktí x	P-předloktí y & Z-předloktí y
hodnoty p	0,033048	0,013104	0,115852	0,008775

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; x/y osy akcelerometrů; červeně statisticky významné výsledky



**Obrázek 14** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3a



**Obrázek 15** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3a



#### 4.2.4 Výsledky k hypotéze H<sub>08</sub>

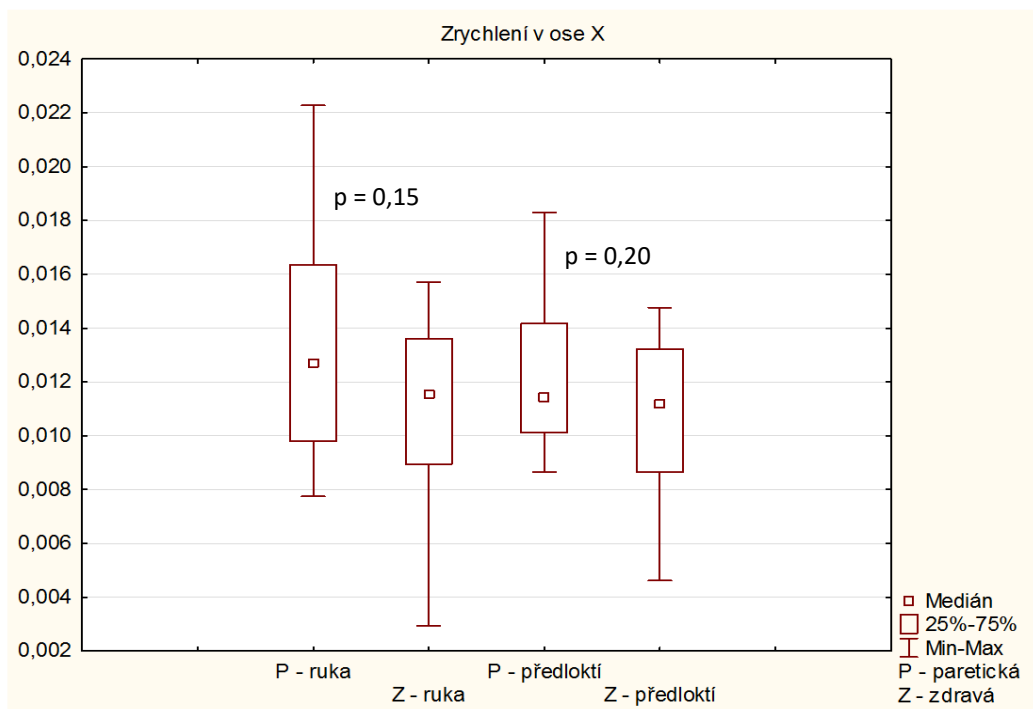
Hypotézu H<sub>08</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b), zamítáme* a potvrzujeme alternativní hypotézu H<sub>A8</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a neparetických horních končetin při pohybu pokládání láhve na stůl (pohyb 3b).*

Hypotézu H<sub>08</sub> zamítáme z důvodu statisticky významného rozdílu mezi dynamikou pohybu paretické a neparetické horní končetiny při pohybu 3b – pokládání láhve na stůl. Pomocí Wilcoxonova párového testu se prokázal signifikantní rozdíl na hladině  $p < 0,05$  a zároveň  $p < 0,01$  pro parametr zrychlení v ose y na předloktí paretických končetin oproti zdravým končetinám. V ostatních parametrech zrychlení předloktí v ose x a ruce v ose x a y nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. Výsledky p hodnot akcelerometrie viz tabulka 9. Grafická znázornění jsou v grafech na obrázcích 16 a 17.

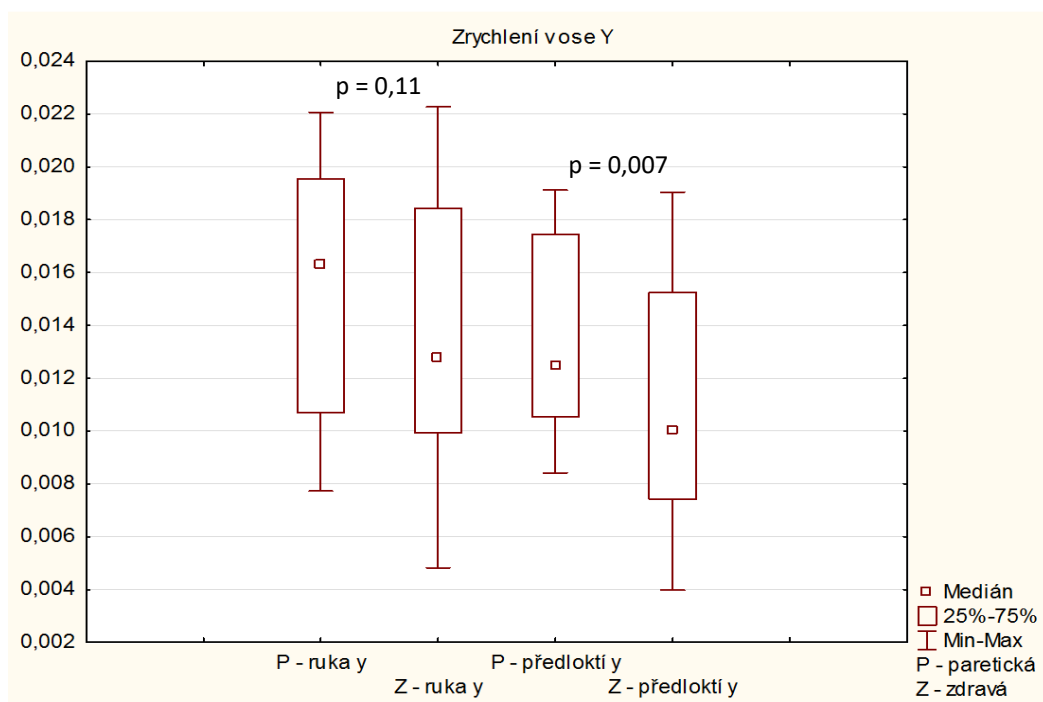
**Tabulka 10** Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 3b

osy akcelerometru	P-ruka x & Z-ruka x	P-ruka y & Z-ruka y	P-předloktí x & Z-předloktí x	P-předloktí y & Z-předloktí y
hodnoty p	0,15794	0,116665	0,209428	0,007649

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; x/y osy akcelerometrů; červeně statisticky významné výsledky



**Obrázek 16** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3b



**Obrázek 17** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3b

## 4.2.5 Výsledky k hypotéze H<sub>09</sub>

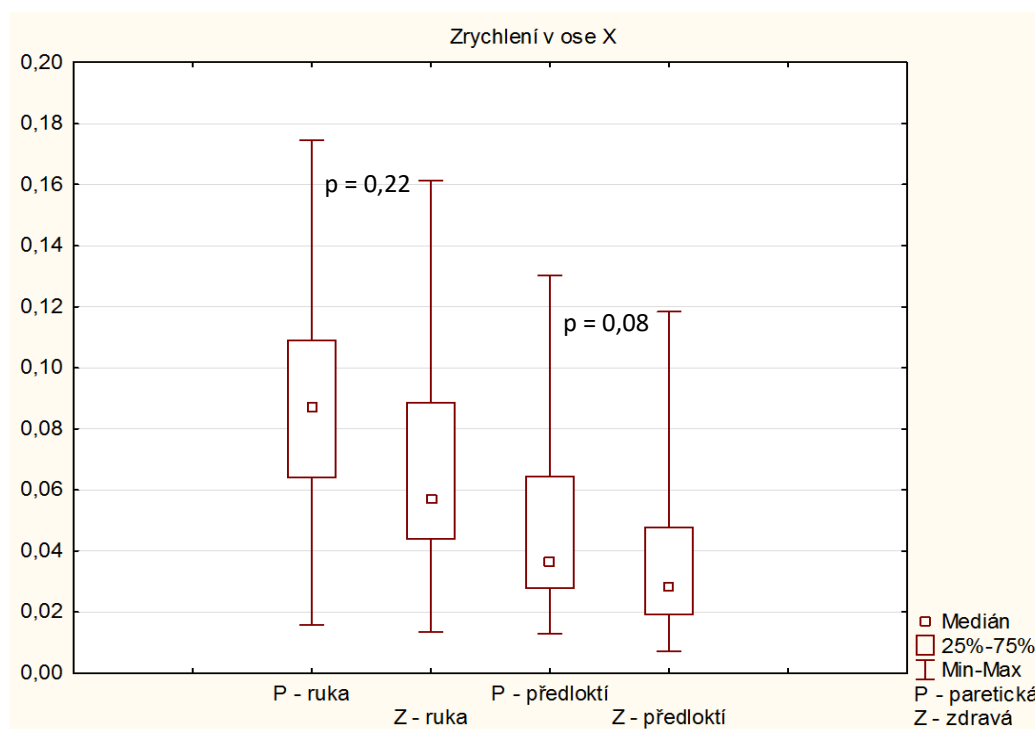
Hypotézu H<sub>09</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách zrychlení pohybu při položení a dopadu láhve na stůl mezi paretickou a neparetickou končetinou (pohyb 3c), nelze zamítnout* a zamítáme alternativní hypotézu H<sub>A9</sub> ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách zrychlení pohybu při položení a dopadu láhve na stůl mezi paretickou a neparetickou končetinou (pohyb 3c).*

Hypotézu H<sub>09</sub> nelze zamítnout na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  v průměrných hodnotách zrychlení při položení a dopadu láhve na stůl (pohyb 3c). Nebyl prokázán rozdíl mezi paretickou a neparetickou končetinou. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou uvedeny v tabulce 10. Konkrétní výsledky akcelerometrie viz obrázky 18 a 19.

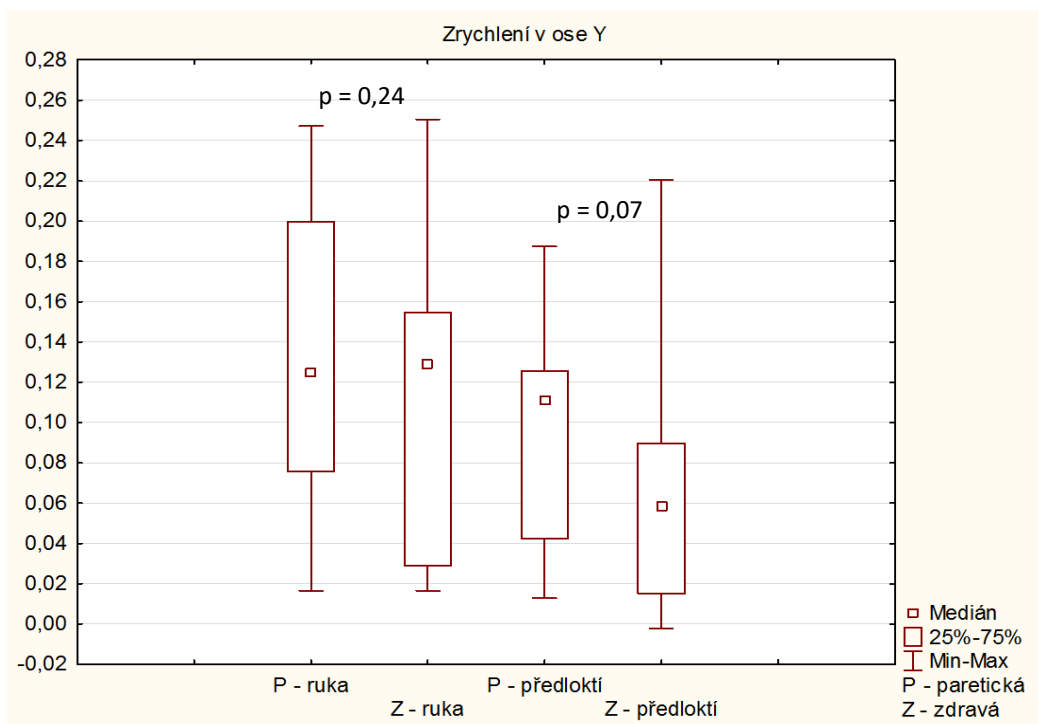
**Tabulka 11** Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 3c

osy akcelerometru	P-ruka x & Z-ruka x	P-ruka y & Z-ruka y	P-předloktí x & Z-předloktí x	P-předloktí y & Z-předloktí y
hodnoty p	0,221331	0,248865	0,086861	0,074736

Legenda: P – paretický, Z – zdravý; x/y osy akcelerometrů



**Obrázek 18** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3c



**Obrázek 19** Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3c

## 5 DISKUZE

Cévní mozková příhoda je dnes jednou z hlavních příčin dlouhodobého postižení. Po mozkové ischemii, především v povodí a. cerebri media, jsou motorické poruchy horní končetiny velmi časté. Nejvíce se poruchy projevují omezením aktivních pohybů a koordinace jednotlivých segmentů, podílejících se na daném motorickém úkolu. Tato omezení pacienty nejvíce limitují v provádění běžných denních aktivit, jako je sycení, oblékání, osobní hygiena a další. Značné znevýhodnění pacienta přetrvává přibližně u poloviny přeživších i dále a podílí se na snížení kvality života (Levin et al., 2009, p. 94). Velmi časté a málo probírané je taky výrazné omezení v pracovním životě, které může skončit až předčasným ukončením pracovních aktivit a odchodu pacienta do invalidního důchodu. Pro pacienty po iktu je zásadní zlepšení funkcí, které jim umožní co nejlepší integraci v běžném životě, bez závislosti na pomoci okolí.

U pacientů po CMP nedochází pouze k motorickému postižení, ale také u nich pozorujeme deficit kognitivní a senzitivní. Tento fakt může velmi omezit možnosti rehabilitace a závisí na něm funkční úprava motorického postižení. Nejčastěji se v dnešní době setkáváme s terapií funkčních poruch na neurofyziologickém mechanismu. Tyto terapeutické postupy se k zotavení pacientů snaží využít kortikální reorganizaci. Funkční úprava postižení nastává díky neuroplasticitě, avšak přesné mechanismy nejsou zcela vysvětleny. Úspěch léčby u těchto pacientů nezávisí pouze na celkovém deficitu pacienta, ale také na kvalitní zdravotnické péči a adekvátně zvolené a vedené individuální terapii (Kwakkel et al., 1999, p. 194). Správná volba metody terapie se opírá o studie EBM, ve kterých můžeme porovnat různé techniky a přístupy. Rehabilitační metodiky jsou často založeny na empirických zkušenostech, někdy jen velmi těžko doložitelných objektivním výzkumem. Avšak v dnešním světě medicíny založené na důkazech je trendem tyto různé přístupy srovnávat a objektivně hodnotit. Na základě konkrétních získaných dat můžeme hodnotit a zlepšovat prováděnou terapii, porovnávat výsledky mezi jednotlivými terapeuty či mezi různými pracovišti.

Pro objektivizaci postižení horní končetiny jsou dominantními metodami srovnávání pacientů klinické testy. Testování pacientů pomocí klinických testů je pro terapeuty často dostupnější, rychlejší a snadněji proveditelné. Mezi nejvíce užívané a významné testy řadíme Action Research Arm Test, Wolf Motor Function Test, Fugl-Meyer Assessment a Box and Block Test (Thompson-Butel et al., 2014, pp. 1-2; Michael et al., 2013, pp. 519-

520; Santisteban et al., 2016, p. 5), přičemž se většinou zaměřují na komplexní hybnost postižené končetiny a na plnění daného úkolu. Tyto testy zkoumají především celkový motorický projev pacienta při funkčních pohybech jako např. uchopení a sevření předmětu (ARAT). Hodnocení jsou založena na terapeutově pozorování a zhodnocení provedení daného úkolu. Výstupy jsou v podobě dosažených bodů, které pacient získá na základě splnění úkolu, částečného provedení nebo neschopnosti úkol provést (Yu-wei et al., 2009, p. 1387). Nevýhodou tohoto testování je, že nám výsledek testu mnohdy neukáže, zda je porucha na úrovni řízení pohybu, výpadek jedné z kognitivních či senzitivních složek, nebo se jedná o poruchu na úrovni periferie (např. svalová slabost nebo spasticita).

Oproti těmto klinickým testům se v rehabilitaci setkáváme s přístrojovým testováním. Přístrojová vyšetření mají tu výhodu, že získaná data jsou konkrétní a více objektivní než výsledky klinických testů, z důvodu možného zatížení subjektivním zkreslením terapeuta. V rámci přístrojových vyšetření se setkáváme například s EMG analýzou, akcelerometrií nebo dynamometrem. Tyto metody nejsou náročné na prostory či nákladné technické vybavení, ale každá metoda má jiný cíl zkoumání. Akcelerometrie je v současné době užívána k popisování aktivity horní končetiny v dlouhodobém sledování (24 a více hodin) s využitím sledování běžných denních aktivit (Noorkõiv et al. 2014, p. 5), výhodou je dlouhodobé sledování návratu funkcí po iktu. Oproti tomu je povrchová EMG omezena na jednorázové měření spojené se značným omezením zkoumaných aktivit z důvodu technického vybavení. SEMG zkoumá elektrickou aktivitu svalu a její změny v průběhu pohybu. U iktových pacientů se setkáváme se zvýšeným napětím svalů, i když nedochází k žádným viditelným pohybům. Výhodou SEMG je, že tyto změny může zaznamenávat a dále s nimi pracovat (Blank et al., 2014, p. 6).

V naší studii jsme se zaměřili na popis postižení paretické HK pomocí povrchové EMG a akcelerometrie. Ač jsou obě metody podobné v provedení měření a vyhodnocení (pomocí námi použitého přístroje Noraxon), obě se zaměřují na poněkud jiné charakteristiky pohybu. Akcelerometr, senzor měřící zrychlení, se zaměřuje na pozorování a popis kinematické stránky pohybu. Jasně udává výchylky trajektorie a může nám objektivně posoudit kvalitu pohybu při daném úkolu. Oproti tomu se SEMG používá k analýze aktivity jednotlivých svalů. Pomocí SEMG pozorujeme zapojení měřených svalů v rámci svalových synergií, timing jednotlivých svalů a můžeme porovnat míru aktivity svalů při pohybu HK.

Velikou předností SEMG je, že dává možnost nahlédnout do stavu řízení hybnosti horní končetiny. Cévní mozková příhoda je centrální neurální postižení, jež mění řízení motorických výstupů. Tato abnormální neurální aktivita má za následek různé stupně poruch svalových koordinací a projeví se motorickým deficitem. Svalová aktivita tedy prezentuje aktivitu motoneuronů. Bohužel složitost řízení pohybu a variabilita motorických projevů je natolik velká, že je velmi obtížně interpretovatelná, což částečně znemožňuje její klinickou užitečnost. Variabilita motorických funkcí člověka může být natolik odlišná, že se může jevit jako abnormální, avšak ve skutečnosti jde o naprosto fyziologickou skutečnost (Safavynia et al., 2011, p. 16-17).

Mnoho studií se zabývá popisem svalových synergií po CMP. Po mozkové mrtvici se normální svalové synergie mění, často stereotypním způsobem. Mechanismus, který je základem této změny, odráží poškození klíčových motorických cest. McMorland et al. uvádí, že vznik abnormálních svalových synergií závisí na bezprostředním motorickém deficitu po CMP. Pacienti s horším počátečním deficitem mají i po 3 měsících horší výsledky a jsou těmi, u kterých se nejvíce manifestují abnormální svalové synergie. Podle autorů se vznik těchto synergií objevuje až při dosažení chronické fáze, tj. 6 a více měsíců po iktu. Právě z tohoto důvodu se většina studií SEMG o svalových synergiích zaměřuje na chronické pacienty (McMorland et al., 2015, pp. 1,3). Svalové synergie u pacientů po CMP většina autorů dělí podle Brunnströmové na flekční a extenční synergie. Je vyzpozorováno, že dosahové pohyby paže jsou spojeny s flexí lokte a současnou zevní rotací a abdukci v ramenním kloubu – flekční synergie. Naopak propojení extenze a vnitřní rotace prezentuje extenční syngii. Takto je popsána určitá predilekce k určitým propojením v řízení svalstva horních končetin (Cirstea & Levin, 2000, p. 941; Dewald & Beer, 2001, pp. 273-274).

Pro porovnání hybnosti horní končetiny a k popisu funkčního stavu se nejčastěji setkáváme s vyšetřením manipulačních funkcí. Pokud má však daný pohyb mnoho podmínek, překážek a dalších omezujících faktorů, není pohybové chování horní končetiny zcela spontánní. Vždy existuje více možností, jak splnit zadaný úkol, jakmile však tyto možnosti limitujeme, musíme počítat s určitým zkreslením výsledků pohybové analýzy (Tresch & Jarc, 2009, p. 602).

Dosah a úchop jsou nejčastěji řešenými úkoly HK u pacientů po cévní mozkové příhodě (Cristea & Levin, 2000, p. 942). U těchto pacientů dochází k abnormálnímu

propojení mezi segmenty HK, nejčastěji viditelnými na úrovni ramenního kloubu a lokte. Mezi těmito klouby vzniká jakási funkční závislost, která výrazně omezuje izolovanou hybnost v těchto kloubech. Konkrétně se autoři zmiňují o propojení abdukce v ramenním kloubu spolu s flexí v loketním kloubu. Toto propojení se zaslouhuje o omezení dosahu HK k předmětu (Kordelaar et al., 2012, p. 256).

Z tohoto omezujícího spojení vyplývá, že změny na úrovni koordinace a manipulačních funkcí ruky souvisí s motorickým stavem jednotlivých proximálních kloubů. To potvrzuje také skutečnost, že je patrné určité stereotypní zapojení distálních a proximálních svalových skupin při dosahových aktivitách (úchopu) (Michaelsen et al., 2001, p. 1875). Vzhledem ke komplexní funkci HK se i v naší studii zaměřujeme na zkoumání svalové aktivity napříč jednotlivými segmenty horní končetiny, tudíž popisujeme svaly jak distální, tak i proximální. Nejčastějšími zkoumanými svaly, užívanými k popisu funkce HK, jsou: mm. extensores antebrachii, mm. flexores antebrachii, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. trapezius, m. deltoideus, m. serratus anterior, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi. (Rueda et al., 2012, p. 345; Bastlová, 2014, p. 3).

Zajímavý pohled na postižení HK po CMP mají Beebe & Lang. Ve své studii zvažovali možnost, že v rámci akutní fáze po iktu je stejné postižení jak distálních, tak i proximálních segmentů HK. Vycházeli z obecného tvrzení, že postižení distálních segmentů HKK je závažnější než postižení segmentů proximálních. Svou domněnku, že v časném stadiu CMP neexistuje proximo-distální gradient motorického deficitu, potvrdili na základě pozorování, že se tento trend vyskytuje až s kompenzačním náborem dalších motorických drah (např. retikulospinálního traktu). Zároveň upozorňují, že ztráta funkce ruky není omezena jen na distální skupiny (Beebe & Lang, 2008, pp. 2075, 2081-2085). Oproti tomu se Lang et al. vyjádřili, že postižení horní končetiny po CMP se více orientuje na distální segmenty a jejich funkce (úchop), než na proximální segmenty, zajišťující dosahové aktivity. Jejich domněnka je založena na distribuci impulzů z kortikospinální dráhy, kde je těžká paréza více manifestovaná na svalech distálních a méně na proximálních svalech (Lang et al., 2005, pp. 126-127).

Při popisu hybnosti horní končetiny se lze omezit pouze na analýzu kinematiky pohybu, která je také předmětem řady studií zkoumajících hybnost člověka. Mnoho těchto studií, zkoumajících horní končetiny po CMP, je založeno na trojrozměrných (3D) analytických systémech. Tyto studie vyžadují nákladný systém snímajících kamer a celý



proces pořizování, zpracovávání a vyhodnocování dat je časově velmi náročný. Pro kinematickou analýzu hybnosti HK je nutné vybrat pohyby z řad ADL aktivit. Hybnost končetiny je závislá jak na účelu pohybu, tak na formě, orientaci a pozici cílového objektu (Trombly & Wu, 1999, p. 333).

Další přístup ke kinematickému hodnocení horních končetin využívá metoda akcelerometrie. Její hlavní výhody jsou podle Subramanian et al. (2010, p. 2304) nízké pořizovací náklady, snadná aplikace a jednoduché zpracování a vyhodnocení kvality pohybu v různých prostředích. Tento přístup nevyžaduje žádné komplexní systémy analýzy. Také proto se hojně využívá k posouzení aktivity horních končetin pacienta v běžném prostředí. Z hlediska dlouhodobého pozorování je akcelerometrie mnohem jednodušší na provedení oproti jiným zmíněným metodám. Akcelerometr přesně odráží charakteristiku motorického projevu paretické končetiny v každodenních aktivitách (Niet et al., 2007, pp. 1121-1122; Michaelsen et al., 2013, p. 747).

## **5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1**

Ve vědecké otázce 1 jsme se zabývali srovnáním pravé a levé horní končetiny u pacientů po CMP. Horní končetiny jsme srovnávali pomocí násobků aktivačních hodnot vyšetřovaných svalů. Nulové hypotézy byly stanoveny pro jednotlivé prováděné pohyby. Při prokazování rozdílu mezi zdravými a paretickými končetinami jsme využili těchto pohybů, běžně využívaných v rámci ADL aktivit. Pro analýzu jsme vybrali tyto svaly: m. flexor carpi ulnaris, m. extensor carpi radialis, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. pectoralis major, m. serratus anterior.

Ač jsme se v naší studii nezaměřovali na otázku svalových souher HKK při dosahových aktivitách, řada autorů popisuje zajímavé spojitosti napříč segmenty horní končetiny. Zajímavou spojitost mezi proximálními a distálními svaly horní končetiny popisuje Bastlová et al. (2011, p. 6). U zdravých jedinců se při SEMG analýze pletencových a akrálních svalů ukázala úzká korelace mezi aktivitou proximálních (m. serratus anterior, m. infrastpinatus) a distálních svalů (extenzorů zápěstí). Tato závislost ukazuje na významné propojení dynamického pohybu ruky a stabilizační funkce svalů ramenního pletence. Pro kvalitně provedený pohyb akra je zásadní dostatečná aktivita proximálních svalů. Ve svém výzkumu poukazují na význam facilitace m. serratus anterior pro funkční obnovu motoriky pletence a následně akra horní končetiny. K podobným výsledkům došli

ve své studii i Alizadehkhayat et al. (2010, pp. 478-482). Ve své studii hledali souvislosti mezi svaly rotátorové manžety (m. supraspinatus a m. infraspinatus) a úchopovou funkcí ruky. Vypozorovali významnou korelaci těchto proximálních svalů při 50 % síle úchopu. Nárůst amplitudy obou zmíněných svalů byl na statistické významnosti  $p = 0,01$ , což dokazuje významný vztah stabilizátorů ramenního kloubu při úchopových funkcích.

Cílené pohyby horních končetin jsou u pacientů po iktu oproti zdravým končetinám charakterizovány snížením rychlosti i rozsahu pohybu, zvýšením variability pohybu a většími pohybovými chybami. Příčina těchto poruch je v segmentaci pohybu a inkoordinaci v úrovni prostorové i časové. Tato charakteristika signifikantně koreluje s úrovní motorického postižení (Cirstea, Levin, 2000, p. 940; Schaefer et al., 2012, p. 250-251).

### **5.1.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>**

Cílem této hypotézy bylo porovnat paretickou horní končetinu vůči neparetické při dosahové aktivitě přiblížení k láhvi. Nejprve jsme pacientům zadali úkol uchopit láhev na stole. Pro tento pohyb se ve vědeckých studiích používá termín reach to grasp neboli dosáhnout a uchopit. Raghavan et al. (2010, p. 3034) tento motorický úkol dále dělí na 3 podfáze, a to začátek pohybu až maximální zrychlení, počátek zpomalení až po první kontakt s předmětem a samotný úchop, který končí nadzvednutím předmětu nad stůl. Pro naši analýzu byl pohyb hodnocen od startu pohybu až po sevření láhve, přičemž se nesměla odlepit od stolu. Pacienti byli instruováni, že pohyb má být proveden normální rychlostí.

V našich výsledcích se neprokázal významný statistický rozdíl mezi paretickými a zdravými končetinami. Ze statistického testování vychází, že nulovou hypotézu nelze zamítnout. Hodnoty  $p$  se nejvíce přiblížily statistické významnosti u svalů m. triceps brachii a m. serratus anterior, přičemž obě hodnoty dosáhly 0,27. Z grafického znázornění těchto dvou svalů byla naznačena větší aktivita m. triceps brachii zdravých končetin a větší aktivita m. serratus anterior u paretických končetin při dosahové aktivitě. Nárůst aktivity m. triceps brachii je zásadní pro dostatečnou extenzi v loketním kloubu, tudíž pro přiblížení ruky k láhvi. Na nemocné končetině bylo jeho zapojení menší, nemuselo tedy dojít k dostatečné teleskopické funkci HK a přiblížení k láhvi mohlo nastat jiným mechanismem. Podle Cirstea et al. (2003, p. 485) je u iktových pacientů běžná kompenzace nedostatečné teleskopické funkce HK přiblížením celého trupu k předmětu. Z hlediska naší studie jsme se tomuto

souhybu snažili zamezit instruktáží pacienta. Dále jsme pozorovali mírný trend v menší aktivitě m. pectoralis major a výraznější aktivitě m. serratus anterior u paretických končetin. Podobné výsledky uvádí Bastlová et al. (2014, pp. 3-5) ve své studii, ve které zkoumali manipulační schopnost paretické končetiny u pacientů po CMP oproti kontrolní skupině. U experimentálního souboru došlo k výrazné aktivitě m. trapezius pars descendens a menší aktivitě m. pectoralis major při dosahu a úchopu všech zkoumaných předmětů.

### **5.1.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>**

Většina studií, zaměřených na přístrojovou analýzu motorického deficitu na paretické HK, se zaměřuje na zkoumání pohybů při normální (komfortní) rychlosti provedení, jak uvádí Krogt et al. (2012, pp. 1-5) ve svém review. Proto jsme chtěli porovnat, jestli může rychlost provedení úkolu ovlivnit rozdíly mezi paretickými a zdravými končetinami při dosahových aktivitách.

Hypotéza H<sub>02</sub> se zabývá stejným motorickým úkolem jako předešlá hypotéza, avšak v rychlém provedení. Pacient byl instruován, aby pohyb provedl „co nejrychleji“. Cílem této hypotézy bylo ozřejmit vliv rychlosti na svalovou aktivitu horních končetin v rámci dosahové aktivity. Při tomto pohybu bylo těžké uhlídat vzpřímený sed pacienta s opěrou o záda, aby nedocházelo k porušení základní podmínky měření. Někteří autoři tvrdí, že je pohyb trupu základní pomocný mechanismus při dosahových aktivitách, proto byla naše korekce pacientů pouze na slovní úrovni. Ve studii McCrea et al. (2005, p. 3001), se tomuto kompenzačnímu mechanismu snažili zamezit pásem, kterým pacienty připoutali k židli, aby nedocházelo k pohybům trupu.

Statistické zpracování výsledků k hypotéze H<sub>02</sub> neprokázalo významný rozdíl mezi paretickou a zdravou HK a nedošlo tedy k zamítnutí nulové hypotézy. Hodnoty statistické významnosti v porovnání s hodnotami p u pohybu 1 hypotézy H<sub>01</sub> jsou o něco málo vyšší, což ukazuje na menší pravděpodobnost statisticky významného výsledku. Díky tomu se může zdát, že rychlý pohyb není zcela vhodný pro porovnání paretických a zdravých končetin. Krogt et al. na druhou stranu uvádí, že variabilita rychlosti provedení pohybu může mj. detekovat různé patofyziologické komponenty a rozlišit neurální a non-neurální deficit. Ve své review Krogt et al. konstatují, že rychlost provedení pohybu nám pomůže ozřejmit podíl spasticity na celkovém motorickém deficitu (Krogt et al., 2012, p. 2).

V naší studii jsme pozorovali největší rozdíly mezi končetinami ve svalové aktivitě m. serratus anterior ( $p = 0,27$ ) a m. biceps brachii ( $p = 0,39$ ), přičemž jsme zaznamenali větší aktivitu u těchto svalů na paretické straně. Z hlediska úchopové funkce HK je zásadní dostatečná aktivita pletencového svalstva pro stabilizaci proximálních segmentů. Proto můžeme usuzovat, že na paretické straně je vyšší aktivita m. serratus anterior ukázkou větší nutnosti stabilizovat ramenní pletenec, zároveň může dojít ke kompenzačnímu mechanismu zapojení pletencových svalů v rámci tzv. extenční synergie, ve které dochází k většímu souhybu do addukce a vnitřní rotace v ramenním kloubu. Ve studii McCrea et al. (2005, pp. 3004-3006) se autoři zmiňují, že větší aktivita pletencového svalstva je ukázkou nutnosti omezit možný počet stupňů volnosti v ramenním kloubu, aby mohlo dojít k účelným pohybům celé paže. V jejich studii, zaměřené na rychlý pohyb dosahu předmětu, pozorovali největší rozdíly ve svalové aktivitě m. deltoideus, m. biceps brachii a m. triceps brachii. Větší nárůst aktivity m. biceps brachii na paretické straně jsme pozorovali i u našeho souboru. Podle McCrea et al. je tento trend způsoben větší potřebou kontrolovat váhu končetiny proti gravitaci při dosahových aktivitách.

Při porovnávání rychlého dosahového pohybu by nás mohla zarazit otázka dominance končetin. Kvůli malému souboru pacientů jsme dominanci jedné končetiny nebrali v úvahu. Sainburg & Kalakanis ve své studii zkoumali koordinační koaktivaci svalů pravé a levé končetiny při rychlých dosahových aktivitách. Soubor byl tvořen jedinci s dominantní končetinou na pravé straně. Z jejich výzkumu bylo konstatováno, že existují výrazné rozdíly mezi kloubními koordinačními vzory u pravé a levé končetiny. Zároveň však přesnost finálních pozic neukázala žádné signifikantní rozdíly. U dosahových aktivit, jež vyžadují velký rozsah pohybů HK, byl značný rozdíl ve strategii řízení, kde na pravé končetině došlo k větší aktivitě pletencových svalů a levá končetina využívala spíše svaly v okolí loketního kloubu (Sainburg, Kalakanis, 2000, pp. 2671-2672). Z konstatování Michaelsen et al. (2013, pp. 747-748) vyplývá, že při pomalých pohybech běžnou rychlostí se rozdíl v řízení a dominanci končetin téměř smývá a že nemá prokazatelný vliv při hrubých dosahových aktivitách, kde není vyžadováno precizní ani rychlé provedení. Při rychlém pohybu dochází k větším nárokům na řízení a koaktivaci svalů horní končetiny, a proto může dojít k ovlivnění výsledků. Dominantní končetina vykazuje větší aktivitu pletencového svalstva, a proto je zaručena i lepší stabilita distálnějších segmentů. Zároveň je však výhodné použít rychlost jako modalitu při detekci menších deficitů hybnosti HK, které se při běžném pohybu ani nemusí projevit. V našem souboru bohužel nebyl prokázán významný rozdíl

mezi paretickou a neparetickou končetinou při rychlém pohybu. Pokud tedy chceme srovnávat postižení HKK po CMP, měli bychom zvážit, zda námi zvolený pohyb není příliš náročný na koordinaci, aby byly výsledky zkresleny dominancí jedné končetiny.

### 5.1.3 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>

Další motorickou úlohou bylo přiblížení láhve k ústům a následné položení láhve zpět na stůl (na původní místo). Celý pohyb byl rozdělen na 3 podfáze, a to zvedání láhve nahoru, oddálení láhve a samotný dopad láhve na stůl. V této hypotéze jsme se soustředili na první fázi – pohyb 3a (zvedání láhve nahoru). Cílem hypotézy H<sub>03</sub> bylo srovnání horních končetin při pohybu přiblížení předmětu ze stolu k ústům.

V našich výsledcích se neprokázal statisticky významný rozdíl mezi horními končetinami. Největší odchylce ve svalové aktivitě jsme se přiblížili v porovnání m. triceps brachii obou končetin (na hladině  $p = 0,13$ ) a m. serratus anterior obou končetin ( $p = 0,25$ ). Větší svalová aktivita těchto svalů se projevovala na paretické HK.

Větší nárůst aktivity m. triceps brachii na paretické straně je známka zhoršené koordinační souhry s m. biceps brachii. Celý pohyb by bylo vhodné rozdělit mezníkem, kdy zápěstí překročí úroveň loketního kloubu. Ve fázi zvedání láhve totiž větší aktivita padá na m. biceps brachii, a když ruka překročí úroveň loketního kloubu, mechanismus udržení láhve v úrovni úst náleží většímu zapojení m. triceps brachii, který taky odpovídá za zpomalení konečného pohybu. Rolí v našem výzkumu hrála i samotná váha láhve, která se zdála pro některé pacienty velkou výzvou. Můžeme tedy usoudit, že větší aktivita m. triceps brachii a m. serratus anterior byla založena na zhoršené stabilizaci a koordinaci celého pohybu. Podobný pohled na tuto problematiku přinesli Rudea et al. (2012, pp. 345–347), kteří zkoumali 4 pacienty po CMP a aktivity jejich paretických končetin při pohybu do napití se ze 100 ml sklenice s vodou. Hybnost byla popisována z hlediska optoelektronické analýzy (pomocí osmi Vicon kamer) a povrchové EMG analýzy. U paretických končetin se projevil menší rozsah pohybu v sagitální rovině v ramenním a loketním kloubu. Nejvýznamnější rozdíl ve svalové aktivitě byl pozorován v m. trapezius pars superior, kde u paretických byl větší nárůst, zároveň došlo k menšímu nárůstu aktivity m. deltoideus. Podobný výsledek měření svalové aktivity m. deltoideus prezentují i McCrea et al. (2005, pp. 2999–3004), předmětem jejich analýzy byl pohyb v sagitální rovině – dosah rukou k unilaterálnímu rameni. Zkoumanými svaly byly přední a boční porce m. deltoideus,

dlouhá hlava m. triceps brachii, m. biceps brachii a m. brachioradialis. Svalová aktivita byla u obou souborů podobná, avšak u paretické skupiny se ukázal výraznější nárůst aktivity laterální porce m. deltoideus jako kompenzace nedostatečné aktivity m. deltoideus pars anterior.

Ke stejnému pozorování jako v naší studii došli Rudea et al. (2011, pp. 345-347) u aktivity m. triceps brachii, kde na paretické končetině došlo k výraznějšímu zapojení při uchopení sklenice a fáze přiblížení k ústům. Ve svých výsledcích dále zmiňují, že se na paretických končetinách ukázal rozdíl v míře zapojení flexorů zápěstí, avšak v naší studii jsme pozorovali jen velmi malý nárůst aktivity na paretické straně. Na rozdíl od naší studie použili sklenici s vodou, která se mohla kdykoliv rozlít, což pro pacienty představovalo náročnou koordinační aktivitu, která se mohla projevit především na posledním úseku pohybu, který pacienti završili napitím se ze sklenice. V naší studii jsme použili uzavřenou láhev, proto byl pohyb méně náročný na svalovou koordinaci, přesto jsme došli k podobným výsledkům.

#### **5.1.4 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub>**

V rámci komplexního pohybu napítí se z láhve jsme se u hypotézy H<sub>04</sub> soustředili na druhou fázi pohybu, tedy pohybu dolů od úst – 3b, která byla ukončena těsně před kontaktem láhve s podložkou. Z hlediska výzkumu se výsledky SEMG neukázaly jako statisticky významné, a proto jsme hypotézu H<sub>04</sub> nezamítli.

SEMG analýza násobků aktivačních hodnot měřených svalů neukázala žádný statisticky významný rozdíl mezi paretickou končetinou a zdravou končetinou. Jako jediný sval, který se svým rozdílem přiblížil statistické významnosti, byl m. triceps brachii ( $p = 0,12$ ). U tohoto svalu došlo k menší aktivitě na paretických končetinách, zároveň jsme mohli pozorovat větší aktivitu m. biceps brachii. Možným důvodem se zdá být zhoršená svalová koordinace mezi m. triceps brachii a m. biceps brachii. Jelikož se jednalo o excentrický pohyb, m. biceps brachii zde vykonává „brzdící“ funkci. Můžeme tedy naznačit, že toto zpomalení bude na paretických končetinách vyžadovat větší aktivitu bicepsu, a tím inhibovat m. triceps brachii. Z hlediska následků CMP lze také uvažovat o zvýšeném svalovém napětí m. biceps brachii. Avšak do naší studie byli zahrnuti pacienti v subakutním stadiu, takže se výrazná odchylka, zapříčiněná vzrůstem svalového tonu, nemohla významně projevit. V rámci tohoto pohybu došli Rudea et al. (2011, p. 346) k podobnému výsledku.

U jejich kontrolní skupiny došlo k významnější aktivitě m. triceps brachii při pokládání předmětu na stůl. M. biceps brachii se rozdílně neprojevil, ač se jedná o dominantní sval při excentrické aktivitě. Dále se autoři zmiňují o aktivitě flexorů zápěstí, kde u paretických končetin došlo ke větší aktivitě flexorů oproti zdravé skupině. V našem vzorku je trend podobný, avšak statistická významnost tohoto rozdílu dosáhla  $p = 0,48$ . Můžeme se tedy domnívat, že motorický deficit našich pacientů nebyl tak vážný, abychom pozorovali významný rozdíl mezi paretickými a zdravými HKK.

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka 2 se zaměřila na popis hybnosti horních končetin pomocí akcelerometrie. Horní končetiny jsme měřili 2 snímači, přilepenými na dorzální straně ruky a 5 cm proximálně od zápěstí. Toto umístění bylo vybráno ze dvou důvodů. První byl čistě praktický: jelikož to byla jediná kinematická metoda srovnání, chtěli jsme mít jistotu, že při výpadku jednoho senzoru budeme mít stále k dispozici výsledky z druhého senzoru. Druhý důvod byl, že jsme chtěli porovnat, jestli dochází k rozdílům v průměrných hodnotách zrychlení mezi segmentem předloktí a ruka. Noorkōiv et al. (2014, p. 4) ve své review, zabývající se měřením pomocí akcelerometrie, uvádí, že nejčastější umístění snímačů při měření hybnosti HK je zápěstí.

K analýze pohybu HK pomocí akcelerometrie určil Michaelsen et al. (2013, pp. 748-749) mimo jiné tyto parametry:

- movement time (MT), určený počátkem zrychlení a koncem zpomalení
- peak acceleration (PA), maximální zrychlení od začátku pohybu
- time to peak acceleration (TPA), čas pro dosažení maximálního zrychlení, tj. nejvyšší bod křivky

Pro analýzu dynamiky pohybu pomocí akcelerometru jsme v naší studii vybrali průměrné hodnoty aktivace – Average Activation. Kvůli zhoršení signálu, zapříčiněného problémem s uchycením akcelerometrů na pacientovy HKK, jsme vybrali tuto možnost, která ukazuje průměrný nárůst aktivity během pohybu. Podobnou možnost měření aktivity paretické HK pomocí akcelerometrie uvádí Lang et al (2013 pp. 107-108), kdy pomocí senzorů snímají hodnoty zrychlení během dané fáze pohybu.

Mezi hlavní změny v dynamice pohybu, které jsou pozorovatelné u pacientů po CMP, patří pokles průměrné rychlosti pohybu, zhoršení přímosti trajektorie a ztráta plynulosti pohybu (Michaelsen et al., 2001, pp. 1875-1877). Většina studií, zaměřených na popis motoriky horních končetin po iktu, využívá dlouhodobých pozorování, která jsou založena na rozpoznání určitého pohybu senzorem, který následně vyšle signál, zda žádaný pohyb proběhl či ne (Noorkõiv et al. (2014, p. 1-2).

### **5.2.1 Diskuze k hypotéze H<sub>05</sub>**

Cílem této hypotézy bylo srovnat dynamiku pohybu paretické a neparetické končetiny při dosahové aktivitě. Pacientům byl dán pokyn, aby uchopili láhev ležící před nimi. Pohyb byl proveden normální rychlostí. Po vyhodnocení výsledků hypotézy H<sub>05</sub> jsme neprokázali významný rozdíl mezi dynamikou pohybu paretických a zdravých končetin. Statisticky byly srovnány všechny osy obou akcelerometrů. Větší rozdíly jsme pozorovali na ose y, a to zejména na akcelerometru na ruce, kde byla hodnota  $p = 0,18$ . V ose y docházelo k větším výchytkám zrychlení na paretické končetině. Hodnoty zrychlení měřené na ose x, byly srovnatelné u obou skupin.

Z našeho pozorování lze říci, že na paretické straně dochází k větším výchytkám při pohybu dosahu k předmětu, a proto k horší kvalitě pohybu. Podobné výsledky uvádí Shaikha et al. (2014, p. 355), kdy z jejich výzkumu vyplývá, že pro dosahové aktivity paretické horní končetiny je podle kinematické analýzy typický větší rozptyl v přímosti trajektorie u pacientů po CMP. V jejich studii byl rozdíl v koordinaci paretických HK přítomen při větší vzdálenosti od těla. Výraznější pohyb ramene a trupu u CMP skupiny částečně kompenzoval nedostatečnou aktivitu ruky. Pro porovnání kompenzačních mechanismů v naší studii by bylo vhodné umístit akcelerometr na trup pacienta, což by nám mohlo ukázat, zda existuje významná spojitost mezi trupem a paretickou končetinou, nebo zároveň mezi trupem a zdravou končetinou. Michaelsen et al. (2004, p. 162) doplňují, že pohyb trupu je přítomen u pacientů s výrazným deficitem na distálních segmentech.

Námi použitý objekt (500 ml láhev s vodou) byl použit k dosahové aktivitě také ve studii Michaelsena et al. (2013, pp. 748-751). Pohyb byl proveden normální přirozenou rychlostí. Jako parametry posouzení rozdílů mezi zdravými a paretickými končetinami použili celkový čas provedení, dobu dosažení maximální rychlosti a relativní dobu zpomalení. Největší rozdíl byl pozorován v čase provedení, kdy paretická končetina



potřebovala až 3x delší čas. Taktéž dosažení vrcholu zrychlení a zpomalení se u paretické končetiny prodloužilo. Tento fenomén ukazuje, že paretické končetiny potřebují více času pro úpravy zpětnovazebné kontroly pohybu (Van Vliet & Sheridan, 2007, p. 1325). Pro popis rozdílů autoři Michaelsen et al. použili TPA, tedy čas pro dosažení maximálního zrychlení, kdy paretickým končetinám nárůst do maximálního zrychlení trval prokazatelně delší dobu, zároveň průběh křivky byl méně plynulý, což by odpovídalo i naší analýze průměru zrychlení v celém úseku pohybu (Michaelsen et al., 2013, p. 750).

### **5.2.2 Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub>**

Pro zkoumání rychlého pohybu přiblížení horní končetiny k předmětu, jsme si stanovili hypotézu H<sub>06</sub>, která je založena na rozdílu hodnot průměrného zrychlení segmentů ruky a předloktí obou končetin. Z hlediska dynamiky pohybu nás zajímalo, jak rychlost ovlivní motoriku horní končetiny zdravé oproti končetině paretické.

Po zhodnocení výsledků jsme neprokázali signifikantní rozdíl mezi paretickou a neparetickou horní končetinou. Hodnoty statistické významnosti  $p$  se pohybují od 0,27 do 0,47, proto se rozdíly mezi HKK při rychlém pohybu můžou jevit jako méně významné než při pohybu normálním, kde se hodnoty  $p$  pohybovaly od 0,18 do 0,77. Díky tomu se může zdát, že testování rychlých pohybů není u pacientů s malým motorickým deficitem velmi přínosné.

U pacientů s těžším motorickým deficitem bychom předpokládali, že dojde k celkovému nárůstu hodnot průměrného zrychlení u paretických končetin a tím k horšímu průběhu celého pohybu, avšak náš soubor byl motoricky na takové úrovni, že se výrazný rozdíl dosahové aktivity při rychlém pohybu nemusel projevit. Grosskopf & Kuhtz-Buschbeck (2006, p. 231) na základě pozorování rozdílů dominantních a nedominantních končetin konstatovali, že rozdíly mezi HKK jsou významné pouze tehdy, když jsou striktně dodrženy podmínky, které omezují pohyb na vysokou přesnost nebo rychlost. Pro další výzkumy by tento poznatek mohl přinést to, že je vhodné použít jiný předmět pro úchop (více náročný na obratnostní manipulaci - např. křehký předmět).

Mandon et al. se ve své studii zaměřili na popis rychlého dosahového pohybu u 14 pacientů se spastickou hemiparézou. Pro popis byla použita kinematická metoda videoanalýzy. Pro sledování pohybu bylo na paži umístěno 5 markerů. Pacienti měli za úkol provést rychlý úchop předmětu ve vzdálenosti 60 % a 90 % délky paže. Probandi byli trupem

připoutání k židli. U sedmi pacientů došlo ke zvýšení rozsahu extenze v loketním kloubu a zvětšení rychlosti této extenze v závislosti na dosahu. Avšak u druhé poloviny pacientů se více objevila kompenzace pohybem trupu. Nebyly tedy prokázány jasné klinické charakteristiky, které by mohly ukázat jasný kompenzační mechanismus u pacientů s motorickým deficitem na horní končetině. Jak vyplývá i z naší studie, u paretických končetin se setkáváme s větší variabilitou provedení rychlého pohybu (Mandon et al., 2016, pp. 209-218).

### 5.2.3 Diskuze k hypotéze H<sub>07</sub>

Hypotéza H<sub>07</sub> byla zaměřena na porovnání dynamiky pohybu paretické a neparetické horní končetiny při pohybu přiblížení láhve k ústům – pohyb 3a. Vyhodnocení výsledků prokázalo statisticky významný rozdíl mezi horními končetinami. Hodnota statistické významnosti překročila hladinu 0,05 pro parametry zrychlení. U parametru zrychlení na ose y, snímaného akcelerometrem na předloktí, došlo dokonce k překročení hladiny statistické významnosti  $p < 0,01$ . Z tohoto důvodu jsme zamítli nulovou hypotézu a potvrdili, že existuje rozdíl mezi dynamikou pohybu paretickou a zdravou horní končetinou.

Větší výchylky na paretických končetinách jsme pozorovali v ose y akcelerometru. Zároveň můžeme konstatovat, že výraznější rozdíl je v segmentu předloktí, ale oproti tomu na akcelerometru na ruce došlo k signifikantním rozdílům ( $p < 0,05$ ) v obou směrech. Můžeme tedy říct, že pohyb přiblížení láhve k ústům má trojrozměrný charakter, který se v průběhu pohybu liší u postižených končetin. Z naší analýzy vyplývá, že pohyb paretických končetin u našich probandů je vykonáván s horší koordinační složkou. Můžeme tedy pozorovat horší kvalitu a plynulost pohybu na paretické HK. K podobným výsledkům se ve své práci vyjádřili i Thies et al., kteří porovnávali aktivitu paretické končetiny při pohybu „napítí se ze sklenice“ a následně bimanuální aktivitu „posunutí talíře“. K porovnání zdravé a paretické skupiny byla použita metoda srovnání rozdílu variability zrychlení při daných pohybech. Všichni pacienti po mozkové příhodě vykazovali zvýšenou variabilitu zrychlení ve srovnání se zdravou skupinou. Pohyb paretických končetin byl méně koordinovaný a docházelo tedy k větším výchylkám ve zrychlení stejně jako u našeho souboru (Thies et al, 2009, pp. 1-2).

## 5.2.4 Diskuze k hypotéze H<sub>08</sub>

Obdobné výsledky se ukázaly i u hypotézy H<sub>08</sub>, která porovnávala dynamiku pohybu paretické a neparetické horní končetiny při pohybu oddálení láhve od úst – pohyb 3b. Hypotézu H<sub>08</sub> jsme zamítli z důvodu statisticky významného rozdílu mezi dynamikou pohybu paretické a neparetické HK. Při pohybu pokládání láhve na stůl došlo k významnému rozdílu na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  a zároveň  $p < 0,01$  pro parametr zrychlení v ose y na senzoru předloktí. Zrychlení předloktí v ose x a zrychlení ruky v obou osách se neprojevilo jako statisticky významné, hodnoty p se pohybovaly od 0,12 po 0,21.

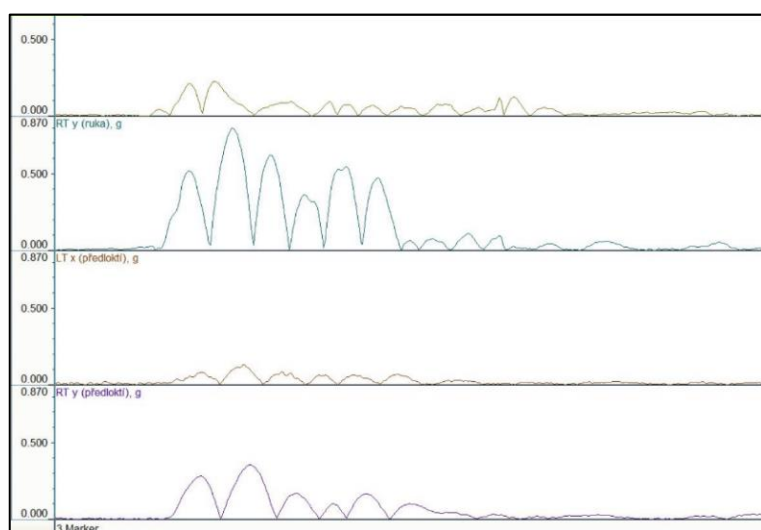
Při tomto pohybu můžeme opět pozorovat větší hodnoty zrychlení na paretické straně, a to výhradně v ose y. Pohyb v osách x obou segmentů ukazuje jen velmi malý rozdíl. Tento paradox může poukazovat na význam variability pohybu. Při měření jsme pozorovali různé provedení tohoto pohybu, od velmi precizního pokládání pomalou rychlostí až k téměř upuštění láhve z ruky. Z tohoto důvodu je pro popis postižení HK vhodné zařadit i další parametry, např. maximální výchylku zrychlení (Michaelsen et al., 2013, pp. 748-749).

S měřením podobného pohybu jako v naší studii se setkáváme i ve studii Rocha et al. (2016, pp. 1-5). Hodnocení dynamiky pohybu pomocí akcelerometrie bylo použito pro otestování nového prototypu komplexního systému senzorů GLUM (The Grasp and Upper Limb Motion Sensor). Jedná se o kombinaci dvou typů snímacích zařízení, a to optického systému a pohybového senzoru. Jejich probandy tvořily skupiny dětí různého věku (5-10 let). Pomocí přístroje detekovali výrazné rozdíly napříč věkem. Při pohybu zvedání i pokládání tohoto předmětu se u pětiletých dětí projevilo celkově rychlejší provedení obou pohybů a zároveň u nich docházelo k větším výchylkám než u starších dětí. Při srovnávání hybnosti HKK se v této studii ukázaly větší rozdíly při pohybu pokládání předmětu na stůl. V naší studii se ukázal opačný trend. Můžeme se domnívat, že u našich pacientů nebylo pokládání láhve otázkou opatrnosti. Pokud by plastová láhev dopadla na stůl nekoordinovaně, nedošlo by k jejímu zničení, naopak při pohybu nahoru se láhev blížila ústům pacienta, proto byla korekce pohybu přesnější. Ve výše zmíněné studii je plastová láhev nahrazena složitým přístrojem, který je navíc jedinečný, proto lze předpokládat větší opatrnost při pokládání. Starší děti si tento fakt lépe uvědomují, a proto může být jejich manipulace opatrnější.

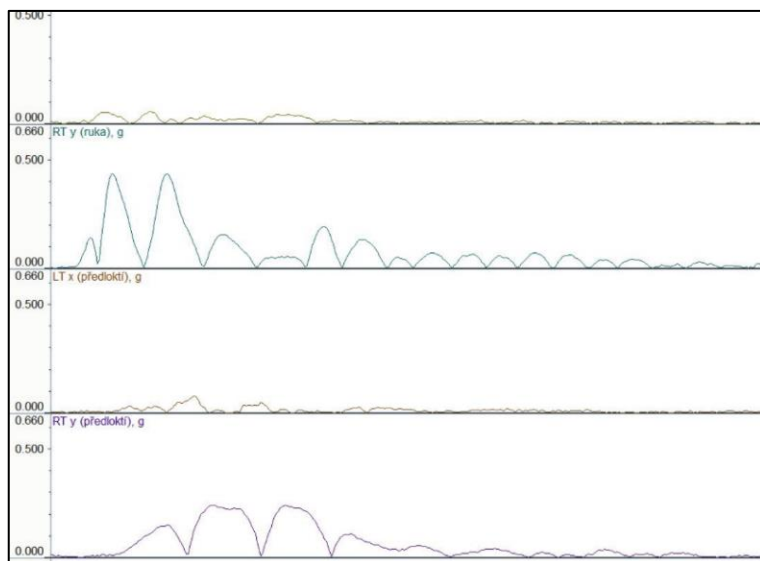
Vzhledem k nejednoznačným výsledkům v naší studii, se zkoumání dynamiky pohybu 3b při námi zvolené metodice nezdá jako vhodný nástroj pro porovnání postižení horní končetiny. Do dalších výzkumů by bylo vhodné použít jiný předmět nebo způsob, který by probandy nutil k lepšímu koordinovanému pokládání na stůl např. položit otočenou láhev dnem vzhůru. McCrea et al. (2005, pp. 3000–3001) dodává, že parametry zrychlení jsou mezi HKK rozdílné pouze tehdy, pokud pohyb vyžaduje přesnost a kontrolované zpomalení.

### 5.2.5 Diskuze k hypotéze H<sub>09</sub>

Samotný dopad láhve na stůl byl samostatně hodnocen jako třetí fáze, neboť při vizuálním zhodnocení záznamu akcelerometru se zdálo, že u paretických končetin dochází ke zhoršení koordinace a k větším výchytkám při dopadu. Pro ukázkou je na obrázcích 20 a 21 tento záznam paretické a neparetické končetiny. Podobné rozdělení pohybu pokládání láhve na stůl má ve své studii i Rocha et al. (2016, pp. 4-5).



**Obrázek 20** Ukázka záznamu akcelerometrie při pohybu 3c na paretické končetině



**Obrázek 21** Ukázka záznamu akcelerometrie při pohybu 3c na zdravé končetině

Hypotéza H<sub>09</sub> se zabývala rozdílem dynamiky pohybu mezi horními končetinami při položení a dopadu láhve na stůl – pohyb 3c. Statistická analýza neprokázala žádný významný rozdíl, proto tuto hypotézu potvrzujeme. Z grafů na obrázcích 18 a 19 (str. 60-61) můžeme vypožorovat mírný trend ke snížení hodnot akcelerometru u zdravých končetin oproti nemocným. To odpovídá i našemu předpokladu, že u paretických končetin dochází k horší koordinaci a tím ke větším výchylkám zrychlení při pokládání předmětu na stůl. Rocha et al. ve svém výzkumu, v němž zkoumá i tento konkrétní pohyb, nepopisuje žádný významný statistický rozdíl mezi horními končetinami (2016, pp. 8-9). Pro lepší analýzu bychom mohli daný pohyb lépe specifikovat, např. určením místa položení. V našem měření jsme se omezili pouze na instruování pacienta k položení předmětu na stůl. Větší rozdíly také pravděpodobně prokázali u pacientů s těžším motorickým deficitem, v naší skupině byli probandi poměrně motoricky zdatní.

### 5.3 Porovnání povrchové EMG a akcelerometrie

Jedním z cílů této diplomové práce bylo mj. srovnat užití SEMG a akcelerometrie v hodnocení motorického deficitu horní končetiny u pacientů po CMP. Už ze samotného zaměření obou metod nám bylo jasné, že je velmi těžké vytvořit ucelené srovnání mezi oběma přístupy. V odborné literatuře se více setkáváme s popisem přístrojového měření svalové aktivity pomocí SEMG, neboť studie zaměřené na popis dynamiky pohybu akcelerometrem nejsou většinou omezeny na popis konkrétní aktivity, ale na vyhodnocování celkové hybnosti v průběhu většího časového úseku (Fradet & Marin, 2016, p. 134). Výstupy

SEMG tvoří protokoly, zabývající se popisem elektrochemických dějů na úrovni řízení a aktivity svalů. Můžeme srovnávat veličiny jako napětí a timing. Pro popis kvality provedeného pohybu se musíme soustředit na jeho vznik a průběh, ovlivněný svalovou aktivitou a vzájemnou koordinací. SEMG nám tedy dává nahlédnout do samotné geneze aktivity, produkované aktivitou jednotlivých svalů. Oproti tomu je akcelerometrie čistě „pozorovací“ nástroj, umožňující kvantifikovat motorický projev, a tedy až komplexní výsledek motorické aktivity svalů. Akcelerometr používá k měření gravitačního zrychlení horní končetiny, jednotka gravitačního zrychlení je g ( $g = 9,82 \text{ m/s}^2$ ). Udává tedy výchylky pohybu v prostoru. Už z tohoto konstatování je jasné, že porovnat dvě metody, které se zaměřují při popisu pohybu na jiné měřitelné kvality, je velmi obtížné.

Z hlediska měření svalové aktivity, je poněkud limitující fakt, že motorický projev řízení pohybu je vysoce variabilní a obtížně interpretovatelný. Velká míra variability a flexibility horní končetiny je výsledkem velkého množství kombinací pohybů jednotlivých segmentů, účastnících se na motorickém úkolu. Podle Bernsteinovy teorie řízení pohybu může jeden signál vést k různým motorickým projevům, a naopak jedna výsledná trajektorie je důsledkem více možností řízení pohybu (Yang et al., 2002, p. 739). Tento problém byl spojován s pojmem svalové synergie, které se podílí na usnadnění komplexního pohybu HK, nezávisle na samotné kontrole jednotlivých segmentů. U pacientů po CMP dochází k porušení komplexnosti řízení pomocí svalových synergií, a proto se u těchto pacientů setkáváme se zhoršenou funkcí vykonávat pohyb horní končetinou. Můžeme tedy říci, že u pacientů po iktu dochází ke snížení variability řídicích mechanismů (Ting & McKay, 2007, pp. 626-28). Některé kinematické analýzy však popisují více variabilní trajektorii pohybu u paretických horních končetin (Michaelsen et al., 2001, p. 1881; Nowak, 2008, p. 1444). Pokud mluvíme o pacientech s malým motorickým deficitem, lze předpokládat, že se jejich úroveň řízení pohybu velice blíží zdravým jedincům a že se motorické chování prezentuje větší variabilitou ve svalové aktivitě při motorickém úkolu. Pokud tedy zkoumáme průměrnou aktivitu u relativně málo postižených pacientů, jsou výsledky ovlivněny mírou variability, což znemožňuje jejich klinickou užitečnost (Safavynia et al., 2011, p. 17).

Naše výsledky byly omezeny na srovnávání průměrné svalové aktivity u jednotlivých svalů paretických a zdravých končetin. Mezi jednotlivými svaly nebyl prokázán významný rozdíl při daných pohybech, jelikož šlo o převážně motoricky zdatné pacienty, mohl být deficit jen velmi málo průkazný. Mnoho studií se zabývá popisem svalových

synergií po CMP. Pojem synergie je zde chápán v lehce přeneseném významu, kdy popisuje stereotypní pohyb horní končetiny, která ztrácí koordinaci a flexibilitu motorických vzorů (Ting & McKay, 2007, pp. 626-28). Pro provedení dosahových aktivit je často popisovaná určitá závislost mezi aktivitou proximálních a distálních svalů.

Z hlediska provedení a analýzy SEMG měření, je velmi náročné dodržení určitých postupů. Musíme přesně napalповat zkoumané svaly, vhodně umístit zesilovače signálů, vyloučit všechny elektromagnetické přístroje v okolí. Surový signál musíme vhodně upravit a zpracovat. Dalším důležitým mezníkem pro hodnocení pomocí SEMG je vhodný výběr a zpracování analýzy. Ač je tedy SEMG prezentována jako objektivní metoda hodnocení svalové aktivity, je zatížena různě velkou měrou zkreslení provádějícím fyzioterapeutem. Pro kvalitně provedenou analýzu SEMG je tedy podstatná dlouhodobá zkušenost a orientace v této problematice.

Druhou metodou, kterou jsme použili k analýze hybnosti HKK, byla akcelerometrie. Z některých studií vyplývá, že kinematická analýza pohybu pomocí akcelerometrie může kvantifikovat a kvalifikovat motorický projev horní končetiny po CMP, ale jedná se pouze o pozorování zevní charakteristiky. Akcelerometrie nám nemůže dostatečně rozlišit deficity na úrovni neurálního řízení nebo muskuloskeletálního systému (Safavynia et al., 2011, p. 17). Naše měření probíhalo pomocí akcelerometrů firmy Noraxon, které byly přímo napojeny na snímací přístroj. Akcelerometry jsme připevnili několika lepicími páskami, avšak při detekci signálu ze senzorů docházelo k mírnému ovlivnění přicházejících signálů z důvodu připojení snímačů dráty, které byly rovněž připevněny ke kůži páskou. Největší problém se ukázal při měření pohybu 2 – co nejrychlejší provedení přiblížení k láhvi, kde docházelo k výchytkám akcelerometrů v extrémních pozicích, tj. při maximálním natažení HK. Kvůli tomuto možnému zkreslení jsme se omezili na porovnávání průměrných hodnot zrychlení během celé fáze pohybu.

Výhodou akcelerometrů byla jejich jednoduchá aplikace a analýza záznamu. Celý záznam dává jasnou představu o dynamice pohybu, můžeme přesně určit začátek a konec jednotlivých úkolů. Pro analýzu hrubě motorických funkcí se zdá být akcelerometr jako velmi výhodný nástroj.

Z hlediska výzkumu se jako statisticky významné ukázaly pouze výsledky akcelerometru, a to při pohybu nahoru na akcelerometru v ose y, tedy ve směru kranio-kaudálním. Umístění tohoto snímače se neprojevovalo s velkým rozdílem. Pohyb dolů se opět

projevil se signifikantním rozdílem na hodnotách naměřených akcelerometrem, a to zase spíše na ose y. Při tomto úseku pohybu se rozdíl zaznamenal akcelerometrem umístěným na předloktí. Jelikož jsme zkoumali komplexní motorický projev, zdá se být analýza pomocí akcelerometrie klinicky přínosná.

Roy et al. (2009, pp. 585–594) se zaměřili na porovnání SEMG analýzy a akcelerometrie u 10 hemiparetických pacientů ve chronickém stádiu po CMP. Předmětem jejich analýzy bylo zkoumání 11 aktivit běžného života používaných i v klasifikaci FIM (např. sebesycení) a dalších 10 aktivit, které nespádají do ADL, ale uplatňují se při nich podobné pohybové vzory (např. telefonování). Tato studie zkoumala přesnost, s jakou popisují SEMG a akcelerometrie dané pohyby. Výsledky ukázaly, že nejvyšší citlivost a specifčnost při identifikaci úkolů, prokázala podskupina 4 akcelerometrů a sousedících kanálů SEMG umístěných na obou ramenních kloubech, jeden na předloktí a jeden na stehně. V závěru shrnují, že pro analýzu motorických úloh k hodnocení funkční nezávislosti u pacientů po mrtvici je přínosné použití hybridního systému kombinace SEMG a akcelerometrie, neboť detekce daných pohybů vyžaduje jak analýzu konkrétní svalové aktivity, tak kinematickou analýzu globálního motorického projevu.

## 5.4 Východiska pro klinickou praxi

V souvislosti s výsledky naší práce a pozorováním jiných autorů jsou přístrojová měření založena na podobných principech jako některé klinické testy. V naší studii jsme pro vyšetření hybnosti použili analýzu běžných manipulačních funkcí HK. Tyto pohyby je vhodné zkoumat, protože se běžně objevují v rámci ADL aktivit a je na nich založena řada klinických testů. Pro zaměření terapie HK u pacientů po iktu je vhodné využívat právě tyto aktivity, zaměřené na obratnost, manipulaci, dosahové aktivity, úchopy, sevření.

Při výběru vhodné aktivity, bychom měli věnovat pozornost užitým předmětům. Pokud zkoumáme činnosti např. v rámci ADL aktivity, měli bychom také použít autentické pomůcky a předměty. U pacientů po CMP se setkáváme s abnormální korelací rozevření prstů, přípravě na úchop a velikosti či tvaru daného předmětu. Tento rozpor vede k nešikovnému úchopu. Význam prisuzovaný danému objektu může usnadnit klasické uchopovací mechanismy. Pokud je neutrální laboratorní předmět např. dřevěný válec nahrazen dobře známým a užívaným předmětem např. láhví, může dojít k výraznému zlepšení úchopových funkcí.



Z našich pozorování je zřejmé, že u motoricky zdatných pacientů se deficit HK projeví až při koordinačně náročnějších preciznějších úkolech jako je např. psaní, oproti běžným dosahovým aktivitám. Proto by se terapie horní končetiny měla soustředit hlavně na obnovu funkce distálních segmentů, podílejících se na těchto jemných pohybech.

Další významnou modalitou, která pomůže při ovlivnění zejména menších motorických deficitů je rychlost pohybu. Při pohybech segmentů běžnou rychlostí se rozdíl v řízení a dominanci končetin téměř smývá a nemá prokazatelný vliv při hrubých dosahových aktivitách, kde není vyžadováno precizní ani rychlé provedení. Při rychlém pohybu dochází k větším nárokům na řízení a koaktivaci svalů horní končetiny. Pokud se nechceme zabývat rozdílem HKK způsobeným vlivem dominance, můžeme se v terapii zaměřit i na hrubé pohyby celou paží a využít rychlost provedení jako další úroveň náročnosti jednotlivých úkolů.

Z pohledu akcelerometrie se dnes setkáváme s dlouhodobým měřením aktivity pacientů po CMP, a to se zaznamenáním aktivity např. v domácím prostředí. Největší předností tohoto měření je možnost pozorování přirozené aktivity pacienta a ověření, zda pacient dodržuje námi zavedený pohybový režim.

## **5.5 Limity práce**

Mezi hlavní limity studie řadíme malý počet probandů. Výběr probandů byl omezen na rehabilitační oddělení Fakultní nemocnice Olomouc. Proto jsme už ze začátku odstoupili od původního záměru měřit pacienty s chronickým deficitem a zaměřili se na pacienty akutní, resp. subakutní. Pro analýzu motorického deficitu byli vyloučeni pacienti s přidruženými omezeními. Navíc jasně daný zkoumaný pohyb, jehož motorickým vrcholem bylo přiblížení láhve k ústům (jako napítí se z láhve), velmi omezil výběr probandů na poměrně zdatné pacienty bez výrazného motorického deficitu. Z výše uvedených faktů vyplývá, že by u našeho souboru bylo vhodné zadat náročnější motorický úkol např. psaní na rychlost, avšak u těchto složitějších aktivit už velmi záleží na dominanci končetiny, takže bychom pro výzkum potřebovali dvojnásobné množství probandů. Proto jsme se orientovali na komplexnější motorickou úlohu, kdy jsme na dominanci končetiny nebrali ohled.

V naší studii jsme vyhodnocovali pohyb reach to grasp jako celek oproti metodice jiných autorům, neboť rozdělit pohyb na jednotlivé úseky by vyžadovalo jinou technickou podporu, která by umožnila přesnější rozfázování.

Z hlediska akcelerometrie jsme se setkali s možným problémem hodnocení výsledků. Pro měření byly použity dva akcelerometry přístroje Noraxon, jedná se tedy o drátově připojené snímače. Z hlediska umístění se ukázalo jako významné porovnání kinematiky předloktí a ruky, avšak pro studii se zdá být přínosnější umístění jednoho akcelerometru na trup a porovnání dosahových aktivit končetin spolu se souhybem trupu, který se u iktových pacientů objevuje. Avšak pro tuto korelaci by bylo vhodné umožnit pacientům pohyb trupu a neomezit je vzpřímeným sedem s opěrou o záda. Další možností, jak zamezit ovlivnění výsledků do budoucna, může být použití bezdrátového akcelerometru. Použité snímače jsme na kůži probanda uchytili pomocí lepicí pásky, proto při pohybu HK mohlo dojít k významnému ovlivnění uchycenými dráty, které „brzdily“ snímače především v limitních polohách nebo při rychlém pohybu.

Pro umístění láhve na stůl jsme se řídili především dosahem technického vybavení a skutečností, aby nedocházelo k napínání přírodních drátů, neboť by mohlo dojít k nechtěnému pohybu zesilovačů SEMG signálu a ke zkreslení výsledků. Zároveň však malá vzdálenost neukáže významné motorické poruchy paretických končetin.

## ZÁVĚR

Snahou této diplomové práce bylo zjistit, zda užití akcelerometrie a povrchové elektromyografie v porovnání zdravé a paretické končetiny přinese další možnosti, jak efektivně srovnat úroveň postižení horní končetiny po cévní mozkové příhodě, bez výrazných nákladů a nároků na objektivní měření. Výzkum k této studii probíhal na 14 pacientech v subakutní fázi CMP. Obě končetiny jsme porovnávali pomocí průměrné svalové aktivity a průměrné hodnoty zrychlení během dvou základních pohybů – přiblížení HK k láhvi s následným úchopem a přiblížení láhve k ústům a zpět.

První vědecká otázka se zabývala rozdílem svalové aktivity mezi paretickými a zdravými končetinami při daných motorických úkolech. V rámci SEMG jsme nenašli signifikantní rozdíly mezi paretickými a zdravými končetinami, avšak pozorovali jsme různé tendence v rámci rozdílné svalové aktivity. Největší rozdíly ve svalové aktivitě se projevíly na svalech proximálních segmentů, a to především na zvýšené aktivitě těchto svalů na paretických končetinách.

Ve druhé vědecké otázce byla zkoumána rozdílná dynamika pohybu horních končetin pomocí akcelerometrie. Mezi našimi výsledky se ukázaly statisticky významné rozdíly při pohybu zvedání láhve k ústům a zároveň pokládání láhve zpět na stůl. Na paretické končetině docházelo k celkově větším výchylkám zrychlení, což poukazuje na méně koordinovaný (hladký) průběh pohybu paretické HK oproti zdravé HK.

V rámci srovnání obou použitých přístrojových měření nelze jednoznačně určit, která z metod je vhodnější pro hodnocení postižení HK v běžné klinické praxi. Každá metoda se zabývá jinými charakteristikami pohybu. Akcelerometrie popisuje parametry jednotlivých pohybů (zrychlení, hladkost pohybu) a EMG nám dává nahlédnout i způsobu řízení jednotlivých účastníků se svalů. Avšak ukázalo se, že při dobře zvolené metodice měření jsou obě metody přínosné, jednoduché a nenáročné. Pro porovnání motorického deficitu HK se jako vhodné ukázaly pohyby náročnější na svalovou koordinaci a přesnost.

Závěrem lze říct, že si přístrojová měření zaslouží větší pozornost fyzioterapeutů a další sledování v rámci výzkumů. Dokázali jsme, že se jedná o poměrně nenáročnou objektivní metodu, proto by se mohly začlenit mezi běžná klinická vyšetření pacientů po CMP.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- ADA, L., GODDARD, E., McCULLY, J., STAVRINOS, T. & BAMPTON, J. 2005. Thirty minutes of positioning reduces the development of shoulder external rotation contracture after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005, vol. 86, no. 2, pp. 230-234. ISSN 0003-9993 .
- ALLAN, C. M., CAMPBELL, W. N., GUPTILL, C. A., STEPHENSON F. F. & CAMPBELL K. E. 2006. A conceptual model for interprofessional education: The international classification of functioning, disability and health. *Journal of interprofessional care*. 2006, Vol. 20, No. 3, pp. 235-245. ISSN 1356-1820.
- ALIZADEHKHAIYAT, O., FISHER, A. C., KEMP, G. J., VISHWANATHAN, K., & FROSTICK, S.P. 2011. Shoulder muscle activation and fatigue during a controlled forceful hand grip task. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2011, vol. 21, no. 3, pp. 478-482. ISSN 1050-6411.
- BAČOVÁ, E. & BAČOVÁ, L. 2016, Poruchy jemné motoriky v ordinaci praktického lékaře. *Praktický lékař*. 2016, vol. 96, no. 3, pp. 125-127. ISSN: 0032-6739.
- BARBER, A. D., SRINIVASAN, P., JOEL, S. E., CAFFO, B. S., PEKAR, J. J. & MOSTOFISKY, S. H. 2012. Motor „Dexterity“?: Evidence that left hemisphere lateralization of motor circuit connectivity is associated with better motor performance in children. *Cerebral cortex*. 2012, vol. 22, no. 1, pp. 51-59. ISSN 1047-3211.
- BASTING, E. P., GREENBERG, J. P. & GOOD, D. C. 2002. Hand motor recovery after stroke: a transcranial magnetic stimulation mapping study of motor output areas and their relation to functional status. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2002, vol. 16, no. 3, pp. 275–282. ISSN 1545-9683.
- BASTLOVÁ, P., FRGÁLOVÁ, I. B., KOLÁŘOVÁ, B., ELFMARK, M. & KROBOT A. 2014. Úchopová funkce pacientů po iktu v obraze povrchové elektromyografie. *Profese online*. 2014, vol. 7, no. 2, pp.1-6. ISSN 1803-4330.
- BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ, J. & ZELENÁ, A. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4640-0.
- BASTLOVÁ, P., KROBOT, A., ZÍTKOVÁ, L. & MÍKOVÁ, M. 2011. Svalové synergie horní končetiny: Polyemg studie pro klinickou praxi. *Rehabilitace A Fyzikální Lékařství*. 2011, vol. 18, no. 1, pp. 3-8. ISSN: 1211-2658.
- BEEBE, J. A. & LANG, C. E. 2008. Absence of a proximal to distal gradient of motor deficits in the upper extremity early after stroke. *Clinical neurophysiology*. 2008, vol. 119, no. 9, pp. 2074-2085. ISSN 1388-2457.
- BERTRAND, A. M., FOURNIER, K., WICK BRASEY, M., KAISER, M., FRISCHKNECHT, R. & DISERENS, K. 2015. Reliability of maximal grip strength measurements and grip strength recovery following a stroke. *Journal Of Hand Therapy*. 2014, vol. 28, no. 4, pp. 356-362. ISSN 0894-1130.

- BLANK, A. A., FRENCH, J. A., PEHLIVAN, A. U. & O'MALLEY, M. K. 2014. Current trends in robot-assisted upper-limb stroke rehabilitation: Promoting patient engagement in therapy. *Current physical medicine and rehabilitation reports*. 2014, vol. 2, no. 3, pp. 184-195. ISSN 2167-4833.
- CANNING, C. G., ADA, L. & O'DWYER, N. J. 2000. Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. *Journal of the neurological sciences*. 2000, vol. 176, no. 1, pp. 45-56. ISSN 0022-5104.
- CIRSTEA, M. C. & LEVIN, M. F. 2000. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 2000, vol. 123, no. 5, pp. 940-953. ISSN 1460-2156.
- CIRSTEA, M. C., PTITO, A. & LEVIN, M. F. 2003. Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Experimental brain research*. 2003, vol. 152, no. 4, pp. 476-488. ISSN 0014-4819.
- CONFALONIERI, L., PAGNONI, G., BARSALOU, L. W., RAJENDRA, J., EICKHOFF, S. B. & BUTLER, A. J. 2012. Brain Activation in Primary Motor and Somatosensory Cortices during Motor Imagery Correlates with Motor Imagery Ability in Stroke Patients. *ISRN Neurology*. 2012, vol. 2012, pp. 1-17. ISSN 2090-5505.
- CULHANE, K. M., O'CONNOR, M., LYONS, D. & LYONS, G.M. 2005. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age & ageing*. 2005, vol. 34, no. 6, pp. 556-560. ISSN 0002-0729.
- CSÉFALVAY, Z. Afázia a iné poruchy komunikácie sprevádzajúce mozgové ischemie a hemorágie. In: KALVACH, P. 2010. *Mozkové ischemie a hemorágie*. 3., preprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2765-3.
- DEWALD, J. P. A. & BEER, R. F. 2001. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle & nerve*. 2001, vol. 24, no. 2, pp. 273-283. ISSN 1097-4598.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EKSTRAND, E., LEXELL, J. & BROGARDH, C. 2015. Isometric and isokinetic muscle strength in the upper extremity can be reliably measured in persons with chronic stroke. *Journal of rehabilitation medicine*. 2015, vol. 47, no. 8, pp. 706-713. ISSN 1650-1977.
- FANG, Y., DALY, J. J., SUN, J., HVORAT, K., FREDRICKSON, E., PUNDIK, S., SAHGAL, V. & YUE, G. H. 2009. Functional corticomuscular connection during reaching is weakened following stroke. *Clinical neurophysiology*. 2009, vol. 120, no. 5, pp. 994-1002. ISSN 1388-2457.
- FEIGIN, V. L. 2007. *Cévní mozgová příhoda: prevence a léčba mozkového iktu*. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-726-2428-7.
- FELLING, R. J. & SONG, H. 2015. Epigenetic mechanisms of neuroplasticity and the implications for stroke recovery. *Experimental neurology*. 2015, vol. 268, pp. 37-45. ISSN 0014-4886.

FEYDY, A., CARLIER, R., ROBY-BRAMI, A., BUSSEL, B., CAZALIS, F., PIEROT, L., BURNOD, Y. & MAIER, M. A. 2002. Longitudinal study of motor recovery after stroke: recruitment and focusing of brain activation. *Stroke*. 2002, vol. 33, no. 6, pp. 1610-1617. ISSN 0039-2499.

FRYKBERG, G. E. & VASA, R. 2015. Neuroplasticity in action post-stroke: Challenges for physiotherapists. *European journal of physiotherapy*. 2015, vol. 17, no. 2, pp. 56-65. ISSN 2167-9169.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M. & JECH, R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, vol. 22, no. 3, pp. 101-127. ISSN: 1211-2658.

GIGGINS, O. M., PERSSON, U. & CAULFIELD, B. 2013. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2013, vol. 10, no.1, pp. 60-65. ISSN 1743-0003.

GOBLE, D. J. & BROWN, S. H. 2008. The biological and behavioral basis of upper limb asymmetries in sensorimotor performance. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 2008, vol. 32, no. 3, pp. 598-610. ISSN 0149-7634.

GRACIES, J. M. 2005. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & nerve*. 2005, vol. 31, no. 5, pp. 535-551. ISSN 0148-6398.

GRINCHTING, B., HEDINGER, V., KALUZNY, P. & WIESENDANGER, M. 2000. Impaired proactive and reactive grip force control in chronic hemiparetic patients. *Clinical neurophysiology*. 2000, vol. 111, no. 9, pp. 1661-1671. ISSN 1388-2457.

GROSSKOPF, A. & KUHTZ-BUSCHBECK, J.P. 2006. Grasping with the left and right hand: A kinematic study. *Experimental brain research*. 2006, vol. 168, no.1-2, pp. 230-240. ISSN 0014-4819.

HLUŠŤÍK, P. & MAYER, M. 2006. Paretic hand in stroke: from motor cortical plasticity research to rehabilitation. *Cognitive and behavioral neurology*. 2006, vol. 19, no. 1, pp. 34-40. ISSN 1543-3633.

HORÁČEK, O. 2006. Rehabilitace u cévní mozkové příhody. *Sanquis*. 2006, no. 47, pp. 12-15. ISSN 1212-6535.

HSIEH, Y., WU, C., LIN, Y. K., CHANG, Y., CHEN, CH. & LIU, J. 2009. Responsiveness and validity of three outcome measures of motor function after stroke rehabilitation. *Stroke*. 2009, vol. 40, no. 4, pp. 1386-1391. ISSN 0039-2499.

HUNTER, S. M. & CROME, P. 2002. Hand function and stroke. *Clinical gerontology*. 2002, vol. 12, no. 1, pp. 68-81. ISSN 0959-2598.

CHEUNG, V. C. K., PIRON, L., AGOSTINI, M., SILVONI, S., TUROLLA, A. & BIZZI, E. 2009. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceeding of the national academy of sciences of the United States of America*. 2009, vol. 106, no. 46, pp. 19563-19568. ISSN 0027-8424.

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-80-7387-107-9.

KALITA, Z., ZVOLSKÝ, M., ŠVANCARA, J. & BRABEC, P. 2013. Srovnání epidemiologických dat u akutních cévních mozkových příhod podle metodiky ÚZIS a IKTA ve zlínském okrese a v ČR. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2013, vol. 76, no. 3, pp. 350–357. ISSN 1210-7859.

KALVACH, P. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2765-3.

KALVACH, Z., ZADÁK, Z., JIRÁK, R., ZAVÁZALOVÁ, H., HOLMEROVÁ, I., WEBER, P. et al. 2008. *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2490-4.

KARANTONIS, D. M., NARAYANAN, M. R., MATHIE, M., LOVELL, N. H. & CELLER, B. G. 2006. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *Information technology in biomedicine*. 2006, vol. 10, no. 1, pp. 156-167. ISSN 1089-7771.

KAWADA, T., SHIMIZU, T., FUJII, A., KURATOMI, Y., SUTO, S., KANAI, T., NISHIME, A., SATO, K. & OTSUKA, Y. 2008. Activity and sleeping time monitored by an accelerometer in rotating shift workers. *Work*. 2008, vol. 30, no. 2, pp. 157-160.

KLOBUCKÁ, S., KRÁLOVIČOVÁ, M. & ŽIAKOVÁ, E. 2010. Funkčná asistovaná terapia hornej končatiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, vol.17, no. 4, pp. 164-168. ISSN 1211-2658.

KOKOTILO, K. J., ENG, J. J. & BOYD, L. A. 2009. Reorganization of brain function during force production after stroke: A systematic review of the literature. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2009, vol. 33, no. 1, pp. 45-54. ISSN 1557-1584.

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

KONEČNÝ, P., ELFMARK, M., HORÁK, S., KADLČÍK, T., DOBŠÁK, P. & MIKULÍK, R. 2015. Dysfagie po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, vol. 22, no. 4, pp. 181-184. ISSN 1805-4552.

KORDELAAR, VAN, J., VAN WEGEN, E. E. H., NIJLAND, R. H. M., GROOT, J. H., MESKERS, C. G., HARLAAR, J., & KWAKKEL, G. 2012. Assessing longitudinal change in coordination of the paretic upper limb using on-site 3-dimensional kinematic measurements. *Physical therapy*. 2012, vol. 92, no. 1, pp. 142-151. ISSN 0031-9023.

KROBOT, A. & KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.

KROGT, VAN DER, H. J., MESKERS, C.G., DE GROOT, J.H., KLOMP, A., ARENDZEN, J.H. 2012. The gap between clinical gaze and systematic assessment of movement disorders after stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2012, vol. 9., no. 1, pp. 1-7. ISSN 1743-0003.

- KWAKKEL, G., KOLLEN, B. J., VAN DER GROND, J. & PREVO, A. H. 2003. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. *Stroke; A journal of cerebral circulation*. 2003, vol. 34, no. 9, pp. 2181-2186. ISSN 1524-4628.
- LABAK, I., SNAJDER, D., SRZENTIĆ, M., BENŠIĆ, M., NIŠT, M., ILAKOVAC, V. & HEFFER, M. 2011. Writing and drawing with both hands as indicators of hemispheric dominance. *Collegium antropologicum*. 2011, vol. 35, no. 1, pp. 65-71. ISSN 0350-6134.
- LAVER, K. E., GEORGE, S., THOMAS, S., DEUTSCH, J. E. & CROTTY, M. 2015. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews* 2015, vol.2. ISSN 1465-1858.
- LANG, C. E. & SCHIEBER, M. H. 2004. Reduced muscle selectivity during individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or corticospinal tract. *Journal of neurophysiology*. 2004, vol. 91, no. 4, pp. 1722-1733. ISSN 0022-3077.
- LANG, C. E., WAGNER, J. M., BASTIAN, A. J., HU, Q., EDWARDS, D. F., SAHRMANN, S. A. & DROMERICK, W. A. 2005. Deficits in graps versus reach during acute hemiparesis. *Experimental brain research*. 2005, vol. 166, no. 1, pp. 126-136. ISSN 0014-4819.
- LASKÁ, K. & HOLAŇOVÁ, R. 2016. CI terapie – šance pro chronické pacienty po poškození mozku. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2016, vol. 23, no. 4, pp. 209-212. ISSN 1211-2658.
- LATASH, M. L., SCHOLZ, J. P. & SCHÖNER, G. 2007. Toward a new theory of motor synergies. *Motor control*. 2007, vol.11, no. 3, pp. 276-308. ISSN 1771-5460.
- LATASH, M. L. 2012. The bliss of motor abundance. *Experimental brain research*. 2012, vol. 217, no. 1, pp. 1-5. ISSN 0014-4819.
- LEVIN, M. F. 1996. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain: A journal of neurology*. 1996, vol. 119, no. 1, pp. 281-293.
- LEVIN, M. F., KNAUT, L. M., MAGDALON, E. C. & SUBRAMANIAN, S. 2009. Virtual reality environments to enhance upper limb functional recovery in patients with hemiparesis. *Studies in health technology and informatics*. 2009, vol. 145, pp. 94-108. ISSN 0926-9630.
- LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M. 2005. *Neurorehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-317-6.
- LOTZE, M., BRAUN, Ch., BIRBAUMER, N., ANDERS, S. & COHEN, L. G. 2003. Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*. 2003, vol. 126, no. 4, pp. 866-872. ISSN 0006-8950.
- MAHONEY, F.I. & BARTHEL, D.W. 1965. Functional evaluation: The Barthelindex. *Maryland state medical journal*. 1965, vol. 14, pp. 56-61.
- MACIEJASZ, P., ESCHWEILER, J., GERLACH-HAHN, K., JANSEN-TROY, A. & LEONHARDT, S. 2014. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014, vol. 11, no. 1, pp. 1-29. ISSN 1743-0003.



- MACHÁČKOVÁ, K., VYSKOTOVÁ, J., OPAVSKÝ, J. & SOCHOROVÁ, H. 2007. The impairments of sensorimotor hand functions in stroke patients – the comparison of the results of a clinical assessment and the assessment utilizing the standard tests (a case study). *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*. 2007, vol. 37, no. 3, pp. 57-67. ISSN 1213-8312.
- MANDON, L., BOUDARHAM, J., ROBERTSON, J., BENSMAIL, D., ROCHE, N. & ROBY-BRAMI, A. 2016. Faster reaching in chronic spastic stroke patients comes at the expense of arm-trunk coordination. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2016, vol. 30, no. 3, pp. 209-220. ISSN 1545-9683.
- MAYER, M. & HLUŠTÍK, P. 2004. Ruka u hemiparetického pacienta. Neurofyziologie, patofyziologie, rehabilitace. *Rehabilitácia*, 2004, vol. 41, no. 1, pp. 9-13. ISSN 0375-0922.
- MASON, C. G., GOMEZ, J. E. & EBNER, T. J. 2001. Hand synergies during reach-to-grasp. *Journal of neurophysiology*. 2001, vol. 86, no. 6, pp. 2896-2910. ISSN 0022-3077.
- MCCREA, P. H., ENG, J. J. & HODGSON, A. J. 2002. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. *Disability and rehabilitation*. 2002, vol. 24, no. 10, pp. 534-541. ISSN 0963-8288.
- MCCREA, P. H., ENG, J. J. & HODGSON, A. J. 2005. Saturated muscle activation contributes to compensatory reaching strategies after stroke. *Journal of neurophysiology*. 2005, vol. 94, no. 5, pp. 2999-3008. ISSN 0022-3077.
- MCMORLAND, A. J. C., RUNNALLS, K. D. & BYBLOW, W. D. 2015. A neuroanatomical framework for upper limb synergies after stroke. *Frontiers in human neuroscience*. 2015, vol. 9, pp. 1-6. ISSN 1662-5161.
- MICHAELSEN, S. M., GOMES, R. P., MARQUES, A. P., RODRIGUES, L. C., BORGES JUNIOR, N. G., CLAUDINO, R. & dos SANTOS, M. J. 2013. Using an accelerometer for analyzing a reach-to-grasp movement after stroke. *Motriz: Revista de Educação Física*. 2013, vol. 19, no. 4, pp. 746-752. ISSN 1980-6574.
- MICHAELSEN, S. M., JACOBS, S., ROBY-BRAMI, A. & LEVIN, M. F. 2004. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. *Experimental brain research*. 2004, vol. 157, no. 2, pp. 162-173. ISSN 0014-4819.
- MICHAELSEN, S. M., LUTA, A., ROBY-BRAMI, A. & LEVIN, M. F. 2001. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke*. 2001, vol. 32, no. 8, pp. 1875-1883. ISSN 1747-4949.
- MIRBAGHERI, M. M. & RYMER, W. Z. 2008. Time-course of changes in arm impairment after stroke: Variables predicting motor recovery over 12 months. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008, vol. 89, no. 8, pp. 1507-1513. ISSN 0003-9993.
- MIRBAGHERI, M. M., SETTLE, K., HARVEY, R. & RYMER, W. Z. 2007. Neuromuscular abnormalities associated with spasticity of upper extremity muscles in hemiparetic stroke. *Journal of neurophysiology*. 2007, vol. 98, no. 2, pp. 629- 637. ISSN 0022-3077.

MUELLBACHER, W., RICHARDS, C., ZIEMANN, U., WITTENBERG, G., WELTZ, D., BOROOJERDI, B., COHEN, L. & HALLETT, M. 2002. Improving hand function in chronic stroke. *Archives of neurology*. 2002, vol. 59, no. 8, pp. 1278-1282. ISSN 0003-9942.

MUSCOLINO, J. E. 2010. *Kinesiology: the skeletal system and muscle function*. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Mosby/Elsevier, 2011. ISBN 978-0-323-06944-1.

MUSILOVÁ, E., ŽIAKOVÁ, E. & LETAŠIOVÁ, D. 2014. Fyzioterapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, vol. 21, no. 3, pp. 136-140. ISSN 1211-2658.

MURPHY, T. H. & CORBETT, D. 2009. Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. *Nature reviews neuroscience*. 2009, vol. 10, no. 12, pp. 861-872. ISSN 1471-0048.

NOWAK, D. A. 2008. The impact of stroke on performance of grasping: usefulness of kinetic and kinematic motion analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2008, vol. 32, no. 8, pp. 1439-1450. ISSN 0149-7634.

NIET, M., BUSSMANN, J. B., RIBBERS, G. & STAM, H. J. 2007. The stroke upper-limb activity monitor: Its sensitivity to measure hemiplegic upper-limb activity during daily life. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007, vol. 88, no. 9, pp. 1121-1126. ISSN 0003-9993.

NOORKÕIV, M., RODGERS, H. & PRICE, C. I. 2014. Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014, vol. 11, no. 1, pp. 144-. ISSN 1743-0003.

NUDO, R. J. 2006. Plasticity. *NeuroRx: The journal of the American society for experimental neurotherapeutics*. 2006, vol. 3, no. 4, pp. 420-427. ISSN 1545-5343.

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

PFEIFFER, J. & ŠVESTKOVÁ, O. 2010. *Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví: MKF*. Praha: Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-1587-2.

RAGHAVAN, P., SANTELLO, M., GORDON, A. M. & KRAKAUER, J. W. 2010. Compensatory motor control after stroke: an alternative joint strategy for object-dependent shaping of hand posture. *Journal of neurophysiology*. 2010, vol. 103, no. 6, pp. 3034-3043, ISSN 0022-3077.

RASKIN, S. A. 2011. *Neuroplasticity and rehabilitation*. New York: Guilford Press, 2011. ISBN 160-91-813-79.

REENEN, Kruitwagen-van, E. Th., POST, M. W., MULDER-BOUWENS, K. & VISSER-MEILY, J. M. 2009. A simple bedside test for upper extremity impairment after stroke: Validation of the utrecht arm/hand test. *Disability and rehabilitation*. 2009, vol. 31, no. 16, pp. 1338-1343. ISSN 0963-8288.

- REISMAN, D. S. & SCHOLZ, J. 2003. Aspects of joint coordination are preserved during pointing in person with post-stroke hemiparesis. *Brain*. 2003, vol. 126, no. 11, pp. 2510-2527. ISSN 1460-2156.
- ROBERTSON, E. M. 2000. Neural features of the reach and grasp. *Motor control*. 2000, vol. 4, no. 1, pp. 117-120. ISSN 1087-1640.
- ROBY-BRAMI, A., FEYDY, A., COMBEAUD, M., BIRYUKOVA, E. V., BUSSEL, B. & LEVIN, M. F. 2003. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta neurologica scandinavica*. 2003, vol. 107, no. 5, pp. 369-381. ISSN 0001-6314.
- ROCHA, A. C., TUDELLA, E., PEDRO, L. M., APPEL, V. C., DA SILVA, L. G., CAURIN, G. A. 2016. A novel device for grasping assessment during functional tasks: Preliminary results. *Front bioeng biotechnol*. 2016, vol. 4, no.16, pp. 1-10. ISSN 2296-4185.
- ROY, S.H., M.S. CHENG, S.-S. CHANG, J. MOORE, G. DE LUCA, S.H. NAWAB & DE LUCA, C.J. 2009. A combined SEMG and accelerometer system for monitoring functional activity in stroke. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. 2009, vol. 17, no. 6, pp. 585-594. ISSN 1534-4320.
- RUEDA, F. M., MONTERO, F. M. R., HEREDIA TORRES, M. P., DIEGO, I. M. A., SÁNCHEZ A. M. & PAGE, J. C. M. 2012. Movement analysis of upper extremity hemiparesis in patients with cerebrovascular disease: a pilot study. *Neurología*. 2012, vol. 27, no. 6, pp.343-347. ISSN 0213-4853.
- RUSINA, R. 2004. Paměť a její poruchy. *Neurologie pro praxi*. 2004, vol. 2004, no.4, pp. 205-207. ISSN - 1803-5280.
- SAFAVYNIA, S. A., TORRES-OVIEDO, G. & TING, L. H. 2011. Muscle synergies: Implications for clinical evaluation and rehabilitation of movement. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*. 2011, vol. 17, no. 1, pp. 16-24. ISSN 1082-0744.
- SAINBURG, R. L. & KALAKANIS, D. 2000. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of neurophysiology*. 2000, no. 1, pp. 2661-2675.
- SAINBURG, L. R. 2002. Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. *Experimental brain research*. 2002, vol. 142, no. 2, pp. 241-258. ISSN 0014-4819.
- SAINBURG, L. r. & SCHAEFER, S. Y. 2004. Interlimb differences in control of movement extent. *Journal of neurophysiology*. 2004, vol. 92, no. 3, pp. 1374-1383. ISSN 0022-3077.
- SANTISTEBAN, L., TÉRÉMETZ, M., BLETON, J. P., BARON, J. C., MAIER, M. A. & LINDBERG, P. G. Upper limb outcome measures used in stroke rehabilitation studies: A systematic literature review. *PLoS ONE*. 2016, vol. 11, no. 5, pp. 1-16. ISSN 1932-6203.
- SANGOLE, A. P. & LEVIN, M. F. 2007. A new perspective in the understanding of hand dysfunction following neurological injury. *Topics in stroke rehabilitation*. 2007, vol. 14, no. 3, pp. 80-94. ISSN 1074-9357.

SEIDL, Z. 2008. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2733-2.

SEO, N. J., RYMER, W. Z. & KAMPER, D. G. 2009. Delay in grip initiation and termination in persons with stroke: Effects of arm support and active muscle stretch exercise. *Journal of neurophysiology*. 2009, vol. 101, no. 6, pp. 3108-3115. ISSN 0022-3077.

SHARMA, N., POMEROY, V. & BARON, J. C. 2006. Motor Imagery: a Backdoor to the motor system after stroke? *Stroke*. 2006, vol. 37, no. 7, pp. 1941–1952. ISSN 1524-4628.

SHAIKH, T., GOUSSEV, V., FELDMAN, A. G. & LEVIN, M. F. 2014. Arm-trunk coordination for beyond-the-reach movements in adults with stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2014, no. 28, pp. 355-366. ISSN 1545-9683.

SCHAEFER, S. Y., DeJONG, S. L., CHERRY, K. M. & LANG, C. E. 2012. Grip type and task goal modify reach-to-grasp performance in post-stroke hemiparesis. *Motor Control*. 2012, vol. 16, no. 2, pp. 245-264. ISSN 1543-2696.

SCHNEIBERG, S., SVEISTRUP, H., MCFADYEN, B., MCKINLEY, P. & LEVIN, M. F. 2002. The development of coordination for reach-to-grasp movement in children. *Experimental brain research* 2002, vol. 146, no. 2, pp. 142-154. ISSN 0014-4819.

SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams, 2012. ISBN 14-511-1710-8.

SLÁDKOVÁ, P., OBORNÁ, P., BODLÁK, I. SVĚCENÁ, K. & ŠVESTKOVÁ, O. 2013. Aplikace akcelerometru v rehabilitaci pacientů po poškození mozku. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2013, vol. 20, no. 3, pp. 142-145. ISSN 1211-2658.

SMITH, A. D. 2009. On the use of drawing tasks in neuropsychological assessment. *Neuropsychology*. 2009, vol. 23, no. 2, pp. 231-239. ISSN 0894-4105.

SODERBERG, G. L. 1997. *Kinesiology: application to pathological motion*. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1997.

SOMMERFELD, D. K., EAK, E., SVENSSON, A. K., HOLMQVIST, L. W. & VON ARBIN, M. H. 2004. Spasticity After Stroke: Its Occurrence and Association With Motor Impairments and Activity Limitations. *Stroke*. 2004, vol. 35, no. 1, pp. 134-139. ISSN 1524-4628.

STEFAN, K., COHEN, L. G., DUQUE, J., MAZZOCCHIO, R., CELNIK, P., SAWAKI, L., UNGERLEIDER, L. & CLASSEN, J. 2005. Formation of a motor memory by action observation. *Journal of Neuroscience*. 2005, vol. 25, no. 41, pp. 9339-9346. ISSN 0270-6474.

SUBRAMANIAN, S. K., YAMANAKA, J., CHILINGARYAN, G. & LEVIN, M. F. 2010. Validity of movement quality kinematic variables as measures of arm motor impairment post-stroke. *Stroke*. 2010, no. 10, pp. 2303-2308. ISSN 1747-4949.

SUNDERLAND, A., TINSON, D., BRADLEY, L. & HEWER, R. L. 1989. Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 1989, vol. 52, no.11. pp. 1267-1272. ISSN 0022-3050.

ŠÁDOVÁ, A. 2016. Cévní mozkové příhody v posudkovém lékařství, význam včasné a správné diagnostiky a léčby pro minimalizaci následků onemocnění. *Revision*. 2016, vol. 19, no. 1, pp. 23-35. ISSN 1214-3170.

TAKEUCHI, N. & IZUMI S. I. 2012. Maladaptive plasticity for motor recovery after stroke: mechanisms and approaches. *Neural plasticity*. 2012, vol. 2012, pp. 1-9. ISSN 2090-5904.

THIES, S. B., TRESADERN, P. A., KENNEY, L. P., SMITH, J., HOWARD, D., GOULERMAS, J. Y., SMITH, C. & RIGBY, J. 2009. Movement variability in stroke patients and controls performing two upper limb functional tasks: a new assessment methodology. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2009, vol. 6, no.2, pp. 1-12. ISSN 1743-0003.

THOMPSON-BUTEL, A.G., LIN, G., SHINER, C. T. & MCNULTY, P. A. 2014. Comparison of three tools to measure improvements in upper-limb function with poststroke therapy. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2014, vol. 29, no. 4, pp. 341-348. ISSN1545-9683.

TING, L. H. & MCKAY, L. J. 2007 Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current opinion in neurobiology*. 2007, vol. 17, no. 6, pp. 622-628. ISSN 0959-4388.

TRESCH, M. C. & JARC, A. 2009. The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*. 2009, vol. 19, no. 6, pp. 601-607. ISSN 0959-4388.

TROJAN, S. & POKORNÝ, J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislava medical journal*. 1997, vol. 98, no. 12, pp. 667-673. ISSN 0006-9248.

TROMBLY, C. A. & WU, C. Y. 1999. Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *American journal of occupational therapy*. 1999, vol. 53, no. 4, pp. 333-344. ISSN 0272-9490.

VAŇÁSKOVÁ, E. 2006. Testování v neurorehabilitaci: [III. Symposium praktické neurologie. 1.-2. června 2006, Brno, hotel Voroněž. Abstrakt přednášek]. *Neurologie pro praxi*. 2006, vol. 7, no. 3. ISSN 1213-1814.

VAŇÁSKOVÁ, E. 2005. Testování v neurorehabilitaci. *Neurologie pro praxi*. 2005, no. 6, pp. 311-314. ISSN 1213-1814.

VAŇÁSKOVÁ, E. 2004. *Testování v rehabilitační praxi – cévní mozkové příhody*. Vyd. 1. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. ISBN 80-7013-398-8.

VAŘEKA, I. 2001. Lateralita ve vývojové kinesiologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, no. 2, pp. 92-98. ISSN 1805-4552.

VÉLE, F. 2006. *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2006. ISBN 80-7254-837-9

VIAUL, A., FELDMAN, A. G., MCFADYEN, B. J. & LEVIN, M. F. 2004. Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2004, vol. 1, no. 11, pp. 1-7. ISSN 1743-0003.

VLIET, VAN, P. M. & SHERIDAN, M. R. 2007. Coordination between reaching and grasping in patients with hemiparesis and healthy subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007, vol. 88, no. 10, pp. 1325-1331. ISSN: 0003-9993.

WAGNER, J. M, LANG, C. E., SAHRMANN, S. A., EDWARDS, D. F. & DROMERICK, A. W. 2007. Sensorimotor impairments and reaching performance in subjects with poststroke hemiparesis during the first few months of recovery. *Physical therapy*. 2007, vol. 87, no. 6, pp. 751-765. ISSN 0031-9023.

WHO-Světová zdravotnická organizace. 2001. *Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví: MKF*. Praha: Grada, 2001. ISBN 978-80-247-1587-2.

WHO-Světová zdravotnická organizace. 2004. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: včetně nácviku soběstačnosti: průvodce nejen pro rehabilitační pracovníky*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0592-3.

YANG, N., ZHANG, M., HUANG, CH. & JIN D. 2002. Synergic analysis of upper limb target-reaching movements. *Journal of biomechanics*. 2002, vol. 35, no. 6, pp.739-746. ISSN 0148-073.

## SEZNAM ZKRATEK

ACM	arteria cerebri media
ADL	aktivity of daily living
ARAT	Action research arm test
BI	Barthel index
BMI	Body mass index
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
dx.	dextra, pravý
EBM, EBP	Evidence based medicine, Evidence based practice
EMG	elektromyografie
FIM	Functional independence measure
GLUM	Grasp and upper limb motion sensor
HK, HKK	horní končetina, horní končetiny
ICF, MKF	Mezinárodní klasifikaci poruch, disabilit a handicapů
m., mm.	musculus, muscoli
MT	Movement time
PA	Peak acceleration
TIA	tranzitorní ischemická ataka
TPA	Time to peak acceleration
SEMG	povrchová elektromyografie
sin.	sinistra, levý

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Clock drawing test pacienta s neglect syndromem .....	12
Obrázek 2 Srovnání aktivity paretického a kontralaterálního (zdravého) svalu pomocí SEMG .....	33
Obrázek 3 Ukázka záznamu akcelerometru při přiblížení a úchopu předmětu .....	35
Obrázek 4 Umístění akcelerometrů na ruce a předloktí .....	40
Obrázek 5 Konečná pozice pohybu přiblížení k láhvi .....	42
Obrázek 6 Grafické znázornění výsledků EMG - pohyb 1 .....	45
Obrázek 7 Grafické znázornění výsledků EMG - pohyb 2 .....	47
Obrázek 8 Grafické znázornění výsledků EMG pohyb - 3a .....	49
Obrázek 9 Grafické znázornění výsledků EMG pohyb - 3b .....	51
Obrázek 10 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 1 .....	53
Obrázek 11 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 1 .....	53
Obrázek 12 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 2 .....	55
Obrázek 13 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 2 .....	55
Obrázek 14 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3a .....	56
Obrázek 15 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3a .....	56
Obrázek 16 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3b .....	58
Obrázek 17 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3b .....	58
Obrázek 18 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose X paretické a neparetické HK při pohybu 3c .....	59
Obrázek 19 Grafický přehled průměrných hodnot zrychlení v ose Y paretické a neparetické HK při pohybu 3c .....	60
Obrázek 20 Ukázka záznamu akcelerometrie při pohybu 3c na paretické končetině .....	76
Obrázek 21 Ukázka záznamu akcelerometrie při pohybu 3c na zdravé končetině .....	77



## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Klasifikace neuroplasticity .....	23
Tabulka 2 Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 1 .....	44
Tabulka 3 Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 2 .....	46
Tabulka 4 Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 3a.....	48
Tabulka 5 Statistická významnost rozdílu násobků aktivačních hodnot paretické a zdravé končetiny při pohybu 3b .....	50
Tabulka 6 Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 1 .....	52
Tabulka 7 Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 2 .....	54
Tabulka 8 Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 3a....	56
Tabulka 9 Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 3b ...	57
Tabulka 10 Statistická významnost rozdílu zrychlení paretické a zdravé končetiny při pohybu 3c ..	59

# **SEZNAM PŘÍLOH**

**Příloha 1 – Informovaný souhlas**

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

zaznamenaný pro účely výzkumného projektu diplomové práce

### Objektivní hodnocení motoriky horní končetiny u pacientů po CMP

Výzkum probíhá pro účely zpracování diplomové práce vedené na Fakultě zdravotnických studií Univerzity Palackého v Olomouci.

Jméno řešitelky: Bc. Karolína Růžičková

Jméno vedoucího práce: Mgr. Lucie Szmeková

Měření probíhá jednorázově v kineziologické laboratoři FNOL povrchovým 16 kanálovým EMG přístrojem. Měření je neinvazivní. Nejprve se kůže nad zkoumanými svaly ošetří abrazivní pastou, osuší se a nalepí elektrody. Dále se pacientům připne kolem pasu EMG přístroj a připojí se k elektrodám svody. Celé měření probíhá vsedě a je zcela bezpečné.

Pro účely výzkumu nejsou poskytovány osobní údaje pacientů (jako je například jméno, bydliště či zaměstnání). Měření je nahráváno na kameru, která je synchronizována s EMG záznamem a slouží pro orientaci v záznamu. Pro zpracování nebudou použity žádné údaje, které by mohly jakkoli vést k Vaší osobě.

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mě s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu, který podal informaci účastníkovi v projektu:

\_\_\_\_ V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

\_\_\_\_ V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_