

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2017

**PAVLA
POLÁKOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Měření a hodnocení hybnosti ruky pro objektivizaci výsledků zrcadlové terapie

Measurement and Evaluation of Hand Movement for Mirror Therapy Results Objectification

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Pavla Poláková

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Radim Krupička, Ph.D.

Konzultant: MUDr. Milena Kolářová

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Pavla Poláková**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Měření a hodnocení hybnosti ruky pro objektivizaci výsledků zrcadlové terapie**
Téma anglicky: Measurement and evaluation of hand movement for mirror therapy results objectification

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cílem práce je vytvořit metodiku a způsob měření hybnosti ruky u pacientů po poškození mozku pro ověření výsledků zrcadlové terapie. Při řešení spolupracujte s odborníky z Rehabilitačního zařízení v Berouně a po vzájemné konzultaci definujte klinické hypotézy. Na základě rešerše, hypotéz, místních podmínek a požadavků lékařů definujte protokol a způsob měření. Pro měření použijte kamerový systém Optitrack, který upravte pro daný účel. V rámci práce realizujte v rehabilitačním zařízení pilotní měření, data zpracujte a ověřte definované hypotézy.

Seznam odborné literatury:

- [1] Rothgangel, A.S.; Braun, S.M.; Beurskens, A.J.; Seitz, R.J.; Wade, D.T., The clinical aspects of mirror therapy in rehabilitation: a systematic review of the literature, International Journal of Rehabilitation Research, ročník 34, číslo 1, 2011
[2] Michielsen, Marian; Smits, Marion; Ribbers, Gerard; Stam, Henk, The Neuronal correlates of mirror therapy: an fMRI study on mirror induced visual illusions in stroke patients, Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, ročník 4, číslo 82, 2010

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Mgr. Radim Krupička, Ph.D.
Konzultant: MUDr. Milena Kovářová


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Měření a hodnocení hybnosti ruky pro objektivizaci výsledků zrcadlové terapie“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 18. 5. 2017

.....

Pavla Poláková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé práce panu Mgr. Radimovi Krupičkovi, Ph.D. za velmi užitečné a inspirující rady, dále všem velmi ochotným pracovníkům z Rehabilitační nemocnice v Berouně za poskytnutí zázemí a dat nezbytných k vypracování studie. V neposlední řadě bych ráda vyjádřila vděčnost své rodině za neutuchající podporu po celou dobu mého studia.

ABSTRAKT

Měření a hodnocení hybnosti ruky pro objektivizaci výsledků zrcadlové terapie

Bakalářská práce se zabývá účinky zrcadlové terapie na hybnost ruky u pacientů po poškození mozku. Hlavním cílem práce je navržení systému pro snímání pohybu, který spolehlivě změří i drobné pohyby ruky a tyto pohyby neovlivní. Pro ověření účinků zrcadlové terapie jsou v práci navrženy pohybové úlohy, které reflektují pohyby rukou v normálním životě. Na těchto úlohách byly, na skupině 20 pacientů a 20 zdravých kontrol, ověřeny hypotézy o pozitivních účincích zrcadlové terapie při rehabilitaci po poškození mozku. Naměřená data byla zpracována a vyhodnocena pomocí programového prostředí MATLAB. K otestování normality byl použit Shapiro-Wilkův test a k vyhodnocení neparametrický dvouvýběrový Wilcoxonův test a parametrický dvouvýběrový t-test. Na základě výsledků se nepodařilo potvrdit pozitivní účinky zrcadlové terapie ani v jedné z úloh.

Klíčová slova

zrcadlová terapie, cévní mozková příhoda, hybnost ruky, snímání pohybu, kamerový systém Optitrack

ABSTRACT

Measurement and evaluation of hand movement for mirror therapy results objectification

The bachelor thesis concerns effects of the Mirror therapy to a hand movement of patients recovering from brain damage. The main aim of the thesis is to develop a motion capture system that reliably measures even small hand movements while not affecting them. For the purpose of verifying effects of the Mirror therapy the work designs movement exercises that reflect common hand movements. The hypothesis is that mirror therapy has a positive effect on patients recovering from brain damage. These hypotheses were verified on group of 20 patients and 20 healthy control subjects. Recorded data were processed and evaluated through program environment MATLAB. The Shapiro-Wilk test for normality testing and nonparametric two-choice Wilcoxon test and parametric two-choice t-test have been used for evaluation. Results have failed to confirm positive effects of the Mirror therapy in either of the tasks.

Keywords

Mirror therapy, Stroke, Hand movement, Motion capture, Optitrack camera system

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Obsah | 7 |
| Seznam zkratek | 8 |
| 1 Úvod | 9 |
| 1.1 Cíle práce..... | 10 |
| 2 Teoretický základ..... | 11 |
| 2.1 Zrcadlová terapie | 11 |
| 2.1.1 Princip | 11 |
| 2.1.2 Zrcadlová terapie u pacientů po CMP..... | 11 |
| 2.1.3 Zrcadlová terapie u pacientů po amputaci končetiny | 13 |
| 2.2 Snímání objektu v prostoru | 14 |
| 2.2.1 Mechanické systémy | 14 |
| 2.2.2 Optické systémy | 16 |
| 3 Metody měření..... | 19 |
| 3.1 Popis použitého kamerového systému a aplikace..... | 19 |
| 3.1.1 Požadavky na úlohy a měření..... | 19 |
| 3.1.2 Technický způsob měření | 19 |
| 3.1.3 Použitý kamerový systém | 20 |
| 3.1.4 Výpočet parametrů pohybu | 22 |
| 3.1.5 Použitá aplikace | 23 |
| 3.2 Experiment | 23 |
| 3.2.1 Popis měřené skupiny | 24 |
| 3.2.2 Jednotlivé úlohy měření | 24 |
| 3.2.3 Protokol měření..... | 28 |
| 3.2.4 Klinické hypotézy | 29 |
| 3.2.5 Použitá statistika..... | 29 |
| 4 Výsledky..... | 32 |
| 4.1 Testování přesnosti systému..... | 32 |
| 4.2 Testování celého souboru dat | 32 |
| 4.3 Testování vybraných dvojic | 36 |
| 4.4 Shrnutí statistického vyhodnocení..... | 42 |
| 5 Diskuze | 43 |
| 6 Závěr | 47 |
| Literatura..... | 49 |
| Seznam obrázků | 52 |
| Seznam tabulek | 52 |

Seznam zkratk

Seznam zkratk

| Zkratka | Význam |
|---------|--------------------------------|
| RNB | Rehabilitační nemocnice Beroun |
| CMP | cévní mozková příhoda |
| popř. | popřípadě |
| apod. | a podobně |
| aj. | a jiné |
| ZT | zrcadlová terapie |
| NT | normální terapie |

1 Úvod

Většina terapií, které se používají u pacientů po cévní mozkové příhodě, trénuje jejich mozek, a ne jejich svaly. Lékařský tým z Rehabilitační nemocnice Beroun podal podnět k prozkoumání a objektivizaci účinků zrcadlové terapie, která využívá zrcadel pro vytvoření vizuálního klamu pro mozek, za účelem zmírnění fantomových bolestí po amputaci či vytvoření dojmu normální hybnosti končetiny po poškození mozku.

Po domluvě s MUDr. Kolářovou z RNB jsme se usnesli na požadavcích, že měřicí metody musí být neinvazivní, měřicí systém by se měl nechat lehce přenášet, protože k měření bude k dispozici volná ambulance bez speciálního technického vybavení, a tudíž se systém vždy připraví na měření a poté zase uklidí, aby se v místnosti dalo opět bez překážek ordinovat.

Tato práce obsahuje plán testovacího protokolu, návrh a testování umístění značek a cvičení. U testovacího protokolu jsem se zaměřila zejména na jeho objektivitu. Otestovala jsem přesnost systému, provedla pilotní měření, ve kterém se otestovala navržená metodologie v praxi, a ověřila základní funkčnosti systému z hlediska uvedeného účelu. Bylo naměřeno 40 pacientů, získaná data jsem zpracovala v programovém prostředí MATLAB a výsledky byly porovnány s klinickými hypotézami.

Cvičení prokazující zlepšení nebo stagnaci stavu postiženého je navrženo tak, aby bylo možné sledovat hybnost ruky v zápěstí. Právě rehabilitace ruky je u pacientů po mozkové mrtvici nejdůležitější. Nejvíce napomáhá pacientům k návratům k činnostem, které v běžném životě vykonávali bez větší námahy, a brali je téměř jako samozřejmost. Ať už se jedná o schopnost samostatně se najíst, napít nebo se vlastními silami obléknout.

Měření se zúčastnily dvě skupiny pacientů po poškození mozku, pacienti byli rozřazeni do těchto skupin rozdělení náhodně, aby byla dodržena pravidla statistiky. První skupina podstoupila zrcadlovou terapii v kombinaci s ergoterapií a fyzioterapií, druhá skupina pouze ergoterapii a fyzioterapii. Všichni pacienti museli být v době měření plnoletí a museli souhlasit s použitím naměřených dat v této práci.

Kapitola 1 je věnována principu, popisu průběhu a provedení zrcadlové terapie. Uvádí se zde, pro jaké pacienty se hodí a jaká má dosavadní hodnocení z celého světa. Ve druhé části kapitoly se popisují současné možnosti snímání pohybu, jejich výhody, nevýhody a uplatnění. V kapitole 2 je proveden rozbor konkrétního systému využitého pro měření v tomto projektu. Rozebírají se technická specifika kamery, uvádí se použité aplikace a přesnost celého systému. Zároveň je zde navrhnutý protokol měření, představují se jednotlivé úlohy, které pacienti praktikovali, místa, na která se umístily značky při každém

měření. Na závěr se rozebírají údaje, které by mohly ovlivnit měření, a které byly zjišťovány od každého pacienta. Jsou zde definované jednotlivé hypotézy a použitá statistika. Poslední kapitola shrnuje několika grafy a tabulkami výsledky měření a přesnosti systému.

1.1 Cíle práce

Cílem práce bylo navrhnout ve spolupráci s odborníky z Rehabilitační nemocnice Beroun metodologii a způsob měření ruky u pacientů po poškození mozku (nejčastěji po cévní mozkové příhodě) pro ověření výsledků zrcadlové terapie. Pro měření byl použit kamerový systém Optitrack, který umožňuje snímání pasivních značek, pomocí soustavy tří infračervených kamer.

Následně byla ozkoušena navržená metodologie v praxi realizováním několika pilotních měření a ověřením přesnosti systému. Po odzkoušení vhodnosti způsobu měření přímo v podmínkách nemocniční ordinace, prokázání funkčnosti navržených úloh, byla naměřena data náhodně vybraných pacientů. Poté bylo provedeno zpracování dat, definování klinických hypotéz a jejich následné ověření.

Na základě získaných informací ze zpracování dat a ověřování klinických hypotéz bylo možné rozhodnout o vlivu zrcadlová terapie na rehabilitaci pacientů po poškození mozku.

2 Teoretický základ

Tato kapitola je rozdělena na dvě části, první z nich pojednává o historii, principu a použití zrcadlové terapie. Druhá část uvádí možnosti snímání pohybu v prostor. Nejprve rozebírá mechanické systémy, ve kterých se využívá gyroskopů, akcelerometrů apod. Následně jsou rozebrány optické systémy, využívající jak aktivní, tak i pasivní značky.

2.1 Zrcadlová terapie

Zrcadlovou terapii poprvé provedl a otestoval v roce 1995 neurovědce Vilayanur Subramanian Ramachandran se svým kolektivem [14,20]. První pokusy se týkaly použití po amputaci končetin – pro zmírnění fantomových bolestí, následně se zrcadlová terapie začala testovat i u pacientů po poškození mozku, zejména pak u pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu (CMP) [1,13,19]. Mezi další využití patří rehabilitace po těžkých zlomeninách či mozkové obrně. Jedná se hlavně o jednostranná postižení, kdy funkce druhé končetiny není ovlivněna. [14,20]

2.1.1 Princip

Velkou výhodou zrcadlové terapie je její jednoduchost a také nízkonákladovost. K jejímu provedení potřebujeme pouze zrcadlový box, do kterého je vložena amputovaná či poškozená končetina. [1,13,19] Základním principem je využití zrcadel pro vytvoření vizuálního klamu pro mozek tak, že dojde k pohybu, aniž by pacient zaznamenal fantomovou bolest. U pacientů po CMP dochází také k vytvoření vizuálního vjemu pro mozek, ale takového, že postižená končetina je schopna normální hybnosti. [1,13,14,19,20]

2.1.2 Zrcadlová terapie u pacientů po CMP

Společně se stárnutím světové populace se zvyšuje počet lidí postižených cévní mozkovou příhodou (milion CMP ročně, v ČR asi 40 000 [2]). Ochrnutí je jedním z projevů postižení u těchto pacientů. [1]

Světová zdravotnická organizace definuje tuto nemoc jako onemocnění, které je způsobeno narušením krevního zásobování mozku, což může být zapříčiněno buď ucpáním (ischemická CMP) nebo prasknutím (hemoragická CMP) cévy. Po prodělání CMP se až u 85 % pacientů objevuje hemiparéza neboli jednostranné ochrnutí či snížení pohyblivosti. [10]

Do výzkumu se většinou zařazují pacienti, kteří prodělali mrtvici před více než 6 měsíci, aby se zabránilo samovolnému uzdravování [1]. Pacienti se náhodně rozdělí do dvou skupin. Obě skupiny cvičí postiženou a zároveň zdravou ruku. První skupina, která se zúčastní zrcadlové terapie, schová svou postiženou ruku za zrcadlo a v odrazu pozoruje pohyb své zdravé ruky, jak je vidět na obrázku 1. Díky zrcadlovému efektu zde vzniká dojem hybnosti postižené ruky. Druhá skupina opět schovala svou ruku, ale pouze za průhledné plexisklo a znovu pozorovala pohyb, akorát postižené ruky. [1,13,18]



Obrázek 1: Provedení zrcadlové terapie u pacientů po CMP

Zdroj: remingtonmedical.com

Podle nizozemských vědců, kteří tuto terapii zkoumali, se zlepšila aktivita v oblasti precuneus a posterior cingulate cortex, ve které si člověk uvědomuje sám sebe a nachází se zde centrum prostorové orientace [13]. V dalším vědeckém časopisu byla zveřejněna studie, ve které vědci potvrdili funkčnost zrcadlové terapie u pacientů po CMP z hlediska zkoumání hybnosti ruky, avšak neprokázali zlepšení funkce dolní končetiny nebo zmírnění bolestí [18]. Výzkum realizovaný na kalifornské univerzitě rovněž potvrdil pozitivní výsledky zrcadlové terapie u pacientů po CMP [1]. Prospěšnost zrcadlové terapie při rehabilitaci horní končetiny po CMP potvrdil i článek z časopisu Disability & Rehabilitation, zároveň však dodal, že nedostatkem proběhlých studií je jejich subjektivnost. Účinek hodnotí sami pacienti v dotazníku a může tak docházet ke zlehčování projevů některými pacienty a naopak. Poukazuje tedy na skutečnost, že by bylo vhodné najít systém, který by hodnotil pohyblivost končetin před a po terapii objektivně. [5]

2.1.3 Zrcadlová terapie u pacientů po amputaci končetiny

U pacientů po amputaci končetiny se často projevuje fantomová bolest, popř. fantomová končetina. Jedná se o stav, kdy pacient stále cítí amputovanou končetinu a vnímá její bolest.

Profesor Ramachandran a jeho kolektiv se jako první zabývali zrcadlovou terapií a jejími účinky na pacienty s fantomovými bolestmi. Podle jejich studie se projevují menší bolesti u pacientů, kteří rehabilitují zrcadlovou terapií. [16] Další výzkumy, které využívaly zrcadlovou terapii u pacientů po amputaci horní končetiny, objevily souvislost mezi somatotropickým uspořádáním primárních somatosenzorů a fantomovými bolestmi. Po prozkoumání těchto souvislostí se vědci shodli na pozitivních účincích zrcadlové terapie při působení na motorický systém. [6,11,21] Britští vědci zkoumali 28 lidí po amputaci. Ve svých výzkumech objevili, že synestézie (projev poruchy citlivosti, kdy je podnět vnímán jinak, popř. stejně, ale v jiné lokalizaci) může být způsobena ztrátou senzorů. Následně podle svých výsledků rozhodli, že tyto projevy mohou být potlačeny využitím zrcadlové terapie a to tak, že se posílí vnímání mezi dotekem pozorovaným v zrcadle a dotekem, který pacient sám pociťuje. [7] Němečtí vědci provedli kontrolu motorického systému po rehabilitaci pomocí magnetické rezonance. Zkoumány byly tři skupiny lidí – pacienti po amputaci s fantomovými bolestmi (PLP), pacienti po amputaci bez fantomových bolestí (non-PLP) a zdraví lidé jako kontrolní skupina (HC). Díky magnetické rezonanci byli vědci schopni zjistit funkčnost senzomotorického systému, ten fungoval u všech skupin, avšak činnost contralaterálního senzomotorického systému při pohledu do zrcadla se objevila pouze u non-PLP a HC skupiny. Zajímavé je, že skupině PLP se fantomové bolesti po rehabilitaci se zrcadly zmírnily. Výsledky jejich studie potvrzují účinky zrcadlové terapie, avšak zároveň kladou požadavky na zjištění kauzálního mechanismu funkčnosti zrcadlové terapie. [4] Provedení ZT u pacientů s fantomovými bolestmi je znázorněno na obrázku 2.



Obrázek 2: Provedení zrcadlové terapie u pacientů po amputaci končetiny

Zdroj: Navy Mass Communication Specialist 2nd Class Jeff Hopkins

2.2 Snímání objektu v prostoru

V dnešní době existuje mnoho způsobů, jak snímat pohyb. Nejčastěji využívanými technologiemi jsou optické systémy, které nahradily systémy mechanické. Optické systémy umožňují zaznamenávat lehké značky z reflexivního materiálu, a tudíž neovlivňují výsledná měření, na rozdíl od mechanických přístrojů s velkou hmotností. Pomalu se začínají také prosazovat optické systémy, které ke svému fungování nepotřebují značky. Jejich vlastností se využívá zejména v domácnosti – herní konzole, ovládání TV a PC.

Motion Capture (MoCap) neboli technologie zobrazování objektu v prostoru se dnes uplatňuje v mnoha odvětvích, od armády, přes zdravotnictví a filmovou produkci (ve které přináší přirozený pohyb postav a mimiku zejména v animovaných filmech), až po zábavní průmysl [8].

Pomocí Motion Capture lze poměrně rychle, jednoduše, a hlavně detailně zaznamenávat pohyby zkoumaného člověka, zvířete či věci. Speciální programy poté zajistí přenos těchto pohybů na digitální model. Existuje několik systémů pro záznam pohybu. Jsou rozdílné zejména co se týče cen, liší se ale i vlastnostmi [3].

2.2.1 Mechanické systémy

Své uplatnění nalézají mechanické systémy zejména při rekonstrukci pohybu velkých kloubů a prstů ruky [9]. Princip jejich funkce spočívá ve vychýlení gyroskopů, snímání akcelerometrů, změny napětí/odporu, která je snímána pomocí odporových senzorů, při pohybu torza, stlačení určitého materiálu nebo použití exoskeletu. Používají se často společně s magnetickými a optoelektrickými systémy. [3]

Výhodou tohoto systému je možnost tzv. haptiky, čímž se rozumí nejen silová zpětná vazba, ale i navození pocitu doteku a rozeznání povrchové struktury a teploty dotekem [9]. Díky těmto schopnostem se tyto systémy s haptikou hojně využívají především v oblasti virtuální reality [3]. Tato vlastnost se využívá například u speciálních datových rukavic, zobrazených na obrázku 3, které využívá i česká vývojářská společnost Bohemia Interactive Studio, avšak zároveň dodává, že záznam pohybu pomocí této pomůcky není příliš přesný a slouží pouze jako reference k optickým systémům [9].



Obrázek 3: Datové rukavice

Zdroj: The CGSociety

Podobně jako mechanické systémy fungují také optoelektrické systémy, které však neměří přímo pohyb nebo rotaci, ale změnu světelnosti optického vlákna, které se pohybem deformuje. Optické vlákno tedy nahrazuje senzory mechanických přístrojů. Těchto vlastností se využívá zejména v datových rukavicích, jelikož jsou prsty příliš malé pro magnety a při využití optického systému by značky překážely v pohybu a překrývaly se. Optické vlákno může mít velmi malý průřez, a tudíž nehrozí znemožnění přirozeného pohybu prstů, zároveň nelze dojít k překryvu a znemožnění záznamu. [3]

Pro každý nový objekt ve scéně je potřeba pořídit novou sadu zařízení, což je vzhledem k finanční náročnosti poměrně velká nevýhoda [3].

Magnetické systémy naleznou své uplatnění hlavně ve chvíli, kdy nelze použít systém optický, tedy například tam, kde se vyskytuje velké světelné rušení. Fungují na základě vypočítávání polohy a orientace relativního magnetického toku tří na sebe kolmých cívek. Tyto cívky jsou umístěny na přijímači a vysílači. Výpočet místa a orientace se provádí pomocí přesného sledování relativní úrovně napětí nebo proudu cívek. [3]

Tento způsob snímání pohybu obsahuje mnoho nevýhod a díky nim se používá velmi omezeně. Jako hlavní nevýhodu bychom označili interferenci i se slabými elektromagnetickými poli, což způsobuje problémy při snímání v okolí kovových předmětů. Jako další mínus se jeví poměrně omezený dosah, tedy i malý pracovní prostor a nutnost použití aktivních (napájených) značek. Naopak jako velkou výhodou lze označit možnost systému zaznamenávat rotaci. [3]

2.2.2 Optické systémy

Optické systémy jsou v dnešní době nejčastějším řešením pro snímání pohybu. Jejich oblibenost je zapříčiněna zejména tím, že se jedná o velmi přesnou a zároveň flexibilní metodu. Na snímání objektu, osobu či zvíře se připevní značky, které mohou být jak aktivní, tak pasivní. [8]

Aktivní značka je barevná dioda ukázána na obrázku 4. Mezi výhody těchto značek se řadí možnost rozeznání jednotlivých značek (značky blikají v rozdílných frekvencích), a tudíž nedochází k záměnám, jako u značek pasivních. Díky této vlastnosti lze využít menší počet kamer. [12] Dále se jako velké plus uvádí přesné zachycení nepravidelných pohybů a pohybů značek, které jsou uskutečněny nezávisle na sobě. U těchto značek se navíc nemusí používat speciální infračervené kamery. Pokud snímáme vysoce reflektivní objekt, jediný možný způsob provedení představují právě systémy s aktivními značkami. [22] Na druhou stranu tyto značky vyžadují vlastní napájení a liší se od pasivních značek svou vyšší hmotností i velikostí [12].



Obrázek 4: Aktivní značka

Zdroj: qualisys.com

Pasivní značky se vyrábí z retroreflexivního materiálu, nejčastěji stříbrné barvy, jak můžeme vidět na obrázku 5, aby při ozáření infračervenými světlem jasně vystupovaly z obrázku. Vyrábějí se nejčastěji v kulovitém nebo polokulovém tvaru. Mají předem určené místo připevnění na objektu, aby bylo možné objekt proložit modelem. Jejich velikost se pohybuje v rozmezí od 2,5 mm do 4 cm [24]. Pro přesné určení polohy značky v prostoru je nezbytné, aby byla viditelná minimálně dvěma kamerami, pokud měříme

více značek, tak dokonce třemi kamerami. V komerčních systémech se při snímání celé postavy využívá dokonce kamer šesti. [12,25]



Obrázek 5: Pasivní značka

Zdroj: qualisys.com

Nízká hmotnost, snadné připevnění na objekt a nepotřeba vlastního napájení jsou obrovské výhody, které tyto reflexní značky mají. Tyto vlastnosti nám poskytují možnost volného pohybu, který je omezený jen tím, aby nedošlo k zakrytí značky. V důsledku toho by poté systém nezískal žádná data. Další nevýhodou je vysoká pořizovací cena kamerových systémů. [12]

Systémy nevyžadující značky se v posledních letech dostávají do popředí. V této metodě se využívají tzv. hloubkové kamery, které se liší od standardních tím, že využívají více kamer, pracují s nižší frekvencí a obraz se dokonce, kvůli výpočetní náročnosti, zpracovává offline. Tyto systémy pracují zejména se znalostí vlastností objektu a jeho prokládání modelem. [12]



Obrázek 6: Hloubková kamera Kinect

Zdroj: xbox.com

V praxi se tyto technologie využívají zejména u herních konzolí (například XBOX – obrázek 6), kde kamery zachytávají pohyb postavy a umožňují hráči ovládat herní konzoli pomocí vlastního těla. Nevýhodou tohoto systému je nízká snímací frekvence, vysoká citlivost na okolní sluneční svit a malý snímaný prostor. Na druhou stranu velice nízká pořizovací cena, přítomnost značek a podpora ve vývojových nástrojích převažují tyto nevýhody a předvídají brzké využití těchto systému i v dalších odvětvích, jako je například lékařství a filmový průmysl. [12]

3 Metody měření

Kapitola metody měření rozebírá v první řadě použitý kamerový systém a aplikaci. Jako nejvhodnější kamerový systém byl vybrán Optitrack. Jelikož žádná komerčně dostupná aplikace neposkytovala potřebnou přesnost, byla podle požadavků této práce navržena aplikace BradykAn. Ve druhé části kapitoly je podrobně rozebrán realizovaný experiment. Představují se zde testování pacienti, měřené pohyby, testované klinické hypotézy a použité statistické testy.

3.1 Popis použitého kamerového systému a aplikace

Výběr vhodného kamerového systému byl limitován požadavky na snadnou přemístitelnost systému, jelikož měření nebylo realizováno na fakultě a nebylo vždy ve stejné místnosti. Systém musel být schopný v reálném čase naměřit data a značky nesměl ovlivňovat hybnost pacientů.

Nároky na aplikaci požadovaly možnost měření pohybů v rozsahu několika centimetrů a zejména výpočet úhlů při ohýbání ruky v zápěstí.

3.1.1 Požadavky na úlohy a měření

Nejdůležitějším požadavkem na jednotlivé úlohy bylo prokázání zlepšení hybnosti horní končetiny v zápěstí. Úlohy proto musely být navrženy tak, aby testovaly co největší variaci pohybů a podaly důkaz o hybnosti ruky v normálním životě, nejen v uměle vytvořených úkolech a cvičeních. Zároveň se při vymýšlení pohybů v jednotlivých úlohách muselo předcházet překrývání značek, při kterém by mohlo docházet k chybnému výpočtu rozsahu pohybu.

3.1.2 Technický způsob měření

Pro tento projekt byla vybrána 3D kamera Optitrack V120:Trio – obrázek 7, která obsahuje 3 kamery, a přesně určuje polohu více značek ve snímaném obrazu [23]. Kamery zaznamenávají pohyb pasivních značek, a proto nepracují v klasickém viditelném spektru, ale v infračerveném. Díky této vlastnosti snímá kamera scénu téměř nezávisle na okolním světle, jediné ostré sluneční záření či lesklý předmět (například invalidní vozík pacienta nebo odraz od skla zarámovaného obrazu) může způsobit přesvětlení scény nebo

vytvoření podobných odlesků jako značky a znemožnit měření. [26] Okolo každé kamerové jednotky se nachází 26 infračervených LED, které osvětlují scénu. [23]

V120:Trio



Obrázek 7: Optitrack V120:Trio

Zdroj: motioncapture.co.kr

Jednotlivé kamery jsou od sebe rozmístěné ve vzdálenosti 250 mm. Kamery snímají prostor v rozlišení 640 pixelů na šířku a 480 pixelů na výšku. Důležitým parametrem kamery, který je nutný k zachycení rychlých pohybů, je snímkovací frekvence. Její maximum by mělo nabývat co nejvyšších hodnot. Konkrétně zařízení Optitrack pracuje při frekvenci 120 Hz. Tato hodnota trojnásobně převyšuje hodnotu vzorkovací frekvence u hloubkové kamery XBOX 360. Dalším důležitým aspektem je rychlost závěrky kamery. Rychlost 1 ms plně vyhovuje běžnému měření, námi použité zařízení dosahuje hodnot dokonce 20 μ s. [23]

Obraz z každé kamery je zpracováván zvlášť. Díky známé vzájemné poloze jednotlivých kamer se zařízení nemusí kalibrovat, což zrychluje práci s tímto systémem. Poloha jednotlivých značek v prostoru se vypočítává pomocí pasivní triangulace, což je metoda, která požaduje mít alespoň dva zdroje signálu a funguje na stejném principu jako lidské oko. [25] K předzpracování dat dochází již uvnitř kamery, díky čemuž nedochází k zahlcení sběrnice, a tedy zpoždění přenosu a tím i ztrátě naměřených dat. Zařízení obsahuje vlastní OLED displej, který indikuje činnost kamery – připojení přes USB a aktivitu kamery. Na zadní straně kamery se nachází dvě diody, které indikují připravenost k provozu (oranžová) a snímání kamery (zelená blikající). [26]

3.1.3 Použitý kamerový systém

K měření byl využit kamerový systém Optitrack, který byl již rozebrán v jedné z předchozích kapitol. Tento systém byl z důvodu umožnění jednoduché změny polohy kamery umístěn na stativ značky Velbon. Celý systém je zobrazen na obrázku 8. Změna polohy kamery způsobuje úpravu snímaného pole tak, aby bylo dosaženo požadované expozice.

Kamerový systém byl propojen pomocí USB kabelu s notebookem značky Sony Vaio VGN-NS31M/S vybaveným dvoujádrovým procesorem na taktovací frekvenci 2,1 GHz. Tento přístroj se projevil jako dostatečně výkonný pro zpracování dat z kamery.



Obrázek 8: Kamerový systém Optitrack na stativu Velbon a webkamera Logitech

Zdroj: Autor

Přímo na systém Optitrack byla navíc umístěna webová kamera sloužící ke zpětné kontrole měření. V tomto případě byla použita webová kamera od firmy Logitech typ HD C920. Systém Optitrack sice nabízel možnost snímání videa v rozlišení 640x480 px, což by pro náš případ bylo dostatečně kvalitní, ale pořízený záznam by byl pouze černobílý. Hlavním důvodem, proč bylo pořizování videa přímo systémem zavrženo, byla náročnost zpracování obrazu ze systému. Bylo potřeba snímat pohyb s co nejvyšší frekvencí, a při souběžném zachycování pohybu a zároveň natáčení videa, by mohlo dojít k případu, kdy by kamera oba dva děje najednou nestíhala. Proto bylo rozhodnuto o přidání webové kamery. Aplikace je velmi jednoduchá, přichytí se na systém a zaznamenává přesně to, co Optitrack snímá. Napájení a přenos dat do PC probíhá pomocí USB rozhraní. Webkamera Logitech (obrázek 9), která byla zvolena, může poskytovat záznam až ve FullHD rozlišení (1920x1080 px). Kvalitní FullHD video by však zabíralo zbytečně moc místa, protože byl režim snímání nastaven na rozlišení 640x480 px se snímkovací frekvencí 30 snímků za vteřinu. Díky tomuto nastavení lze získat dostatečně kvalitní signál, který zároveň nezabírá příliš mnoho místa. Přítomnost anti-flicker filtru představuje další výhodu, jelikož se pomocí něj filtruje blikání světelných zdrojů (například zářivek). [27]



Obrázek 9: HD Webkamera Logitech
Zdroj: logitech.com

3.1.4 Výpočet parametrů pohybu

Úhel mezi značkami (BRANG) – pro výpočet úhlů se počítá se třemi značkami. První značkou $A = [x_1, y_1, z_1]$ je označena společná značka pro oba vektory, u kterých leží hledaný úhel. Bodem $B = [x_2, y_2, z_2]$ se označuje zprůměrovaná původní souřadnice pohybující se značky, v prostoru naměřená během prvních vteřin měření, kdy pacient nechá ruku v klidu a snímání pohybu je zapnuto. Bod $C = [x_3, y_3, z_3]$ představuje aktuální pozici značky v čase. [19]

Pomocí těchto bodů utvoříme dva vektory:

$$\vec{u} = [(x_1 - x_2), (y_1 - y_2), (z_1 - z_2)]$$

$$\vec{v} = [(x_1 - x_3), (y_1 - y_3), (z_1 - z_3)]$$

Definice výsledného úhlu ve stupních:

$$\cos \alpha = \frac{u_1 v_1 + u_2 v_2 + u_3 v_3}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2} \cdot \sqrt{v_1^2 + v_2^2 + v_3^2}} \quad (5.1)$$

$$BRANG = \frac{180 \cdot \alpha}{\pi} \quad (5.2)$$

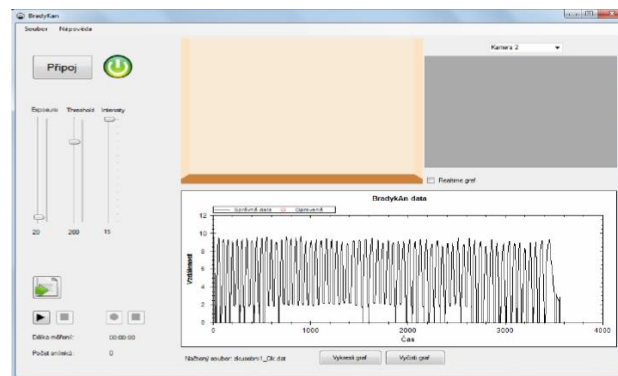
Maximální a minimální úhel (BRANX, BRANN) – za podmínky, že známe průběh hodnot úhlů v čase, můžeme vypočítat maximální a minimální úhel [10]. Tyto parametry za daný časový úsek jsou t rovny:

$$BRANX = (\max(BRANG(A, B, C), t)) \quad (5.3)$$

$$BRANN = (\min(BRANG(A, B, C), t)) \quad (5.4)$$

3.1.5 Použitá aplikace

Software dodávaný společně se zařízením Optitrack se ukázal pro naše testy nevhodným zejména kvůli nutnosti snížit hodnoty Threshold cca o 50 % při každém spuštění aplikace. Další nevýhodou softwaru byla skutečnost, že byl původně zamýšlen pro pohyby většího rozsahu, a proto docházelo často k odchylkám naměřených hodnot od hodnot skutečných. Ovládání toho softwaru navíc nebylo vhodné pro běžné měření v nemocnici, jelikož postrádalo intuitivnost. Z těchto důvodů vytvořil pan Ing. David Staněk ve spolupráci s panem Mgr. Radimem Krupičkou, Ph.D. novou vlastní aplikaci s názvem BradykAn, která splňuje všechny zadané požadavky. Tato aplikace byla původně vytvořena pro projekt měření třesu ruky u lidí s Parkinsonovou chorobou, našla však výborné využití i u objektivizace výsledků zrcadlové terapie, jelikož oba tyto projekty se zabývají měřením centimetrových rozdílů při hýbání prsty nebo ruky v zápěstí.



Obrázek 10: Uživatelské rozhraní BradykAn

Zdroj: Ing. David Staněk

Jak je vidět na obrázku 10, aplikace nevyžaduje vysoké nároky na zaučení při ovládání. Pomocí jednoho kliknutí se spojí s kamerami a dalším kliknutím se spustí či zastaví nahrávání. Přítomnost tlačítka „uložit“ umožňuje okamžité uložení dat a pokračování v měření dalších. Měřit proto mohou i lidé bez technického vzdělání, například personál nemocnice.

3.2 Experiment

Ve spolupráci s odborníky z Rehabilitační nemocnice Beroun (RNB) byl navržen způsob měření pacientů po poškození mozku. Důležitým faktorem byla neinvazivnost měřících metod a návrh vhodných cvičení, která dokáží prokázat zlepšení či stagnaci hybnosti ruky v zápěstí. Ruka v zápěstí byla vybrána z toho důvodu, že pacienti po poškození mozku

(v našem případě vždy po prodělání cévní mozkové mrtvice) většinou ochrnou na jednu stranu těla a díky rehabilitaci se postupně vrací do normálního života. Právě hybnost ruky rozhoduje o tom, zda se pacient o sebe dokáže postarat sám, nebo zda bude odkázán na pomoc specializovaných pracovníků či rodiny. Pohyby zápěstím využíváme v běžném životě neustále a jsou nezbytné k zajištění základních potřeb každého člověka, ať už se jedná o schopnost samostatně se najíst či napít nebo se vlastními silami obléci. Navržené úlohy se co nejvíce snaží reflektovat pohyb zápěstí v běžném životě, zachycují vývoj hybnosti ve všech možných pohybech, které jsme schopni zápěstím vykonávat.

3.2.1 Popis měřené skupiny

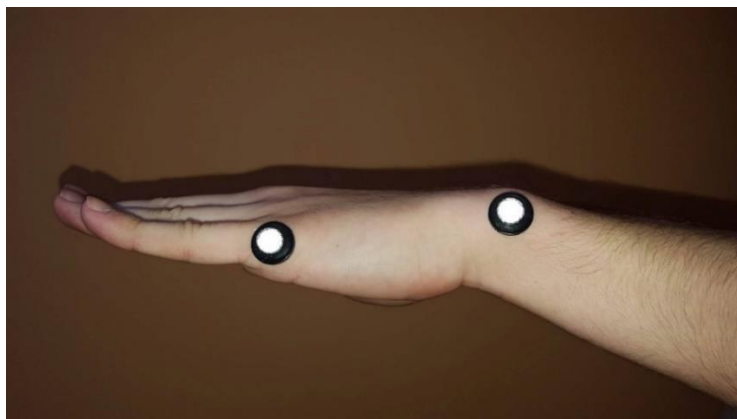
Všichni pacienti, kteří se zúčastnili našeho měření, prodělali před více než půl rokem (aby se zabránilo samovolnému uzdravování) cévní mozkovou příhodu a podstoupili rehabilitační léčbu v Rehabilitační nemocnici Beroun. Experimentu se zúčastnilo celkem 40 mužů a žen, a jediným požadavkem na pacienty byl jejich věk. Konkrétně byli do našeho výzkumu zařazeni lidé ve věkovém rozmezí od 39 až do 80 let. Probandi byli rozděleni do skupin náhodně, někteří se zrcadlové terapie účastnit sami nechtěli, protože se jim po vyzkoušení dělalo zle od žaludku a točila se jim hlava.

Všichni probandi byli před začátkem měření informováni o účelu získaných dat z měření a souhlasili s anonymním použitím v této práci. Měření nijak neovlivnilo jejich léčbu a nezpůsobilo dobrovolníkům žádnou bolest.

3.2.2 Jednotlivé úlohy měření

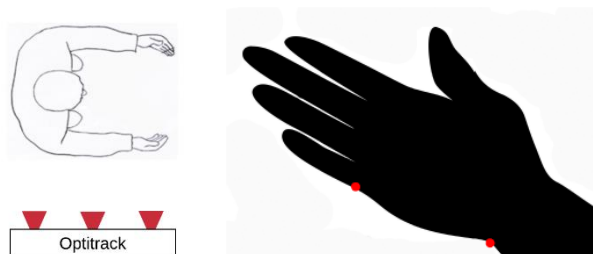
Nejprve bylo s odborníky z RNB prodiskutováno umístění značek, poté byly vymyšleny tři úlohy, které jednoznačně dokazují, zda se rozsah pohybu pacienta lepší nebo ne. Před začátkem každého měření byl pacient vždy požádán o vyzkoušení pohybu, při kterém byla nastavena kamera tak, aby se celá ruka i při pohybu nacházela v záběru.

Úloha 1 – před samotným měřením byly pacientovi připevněny oboustrannou lepicí páskou na Processus styloideus ulnae a Basis ossis metacarpi kulovité pasivní stříbrné reflexivní značky, které neváží víc než 1 g, aby neovlivňovaly pohyb pacientovy ruky. Obrázek 11 a 12 uvádí schématické umístění značek. Pacienta byl posazen na židli tak, aby se kamera nacházela po jeho boku u postižené ruky – obrázek 12. V této úloze bylo úkolem pacienta v co největším rozsahu provádět palmární a dorsální flexi zápěstí, pohyb znázorněný obrázek 13.



Obrázek 11: Umístění značek v úloze 1

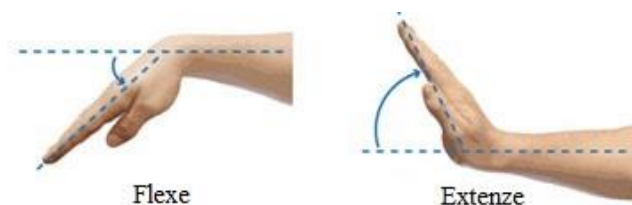
Zdroj: Autor



Obrázek 12: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 1

Zdroj: David Staněk

Po vyzkoušení pohybu a současném nastavení kamery, byl pacient požádán o setrvání v pozici s rukou vodorovně s dlaní dolů. Vzápětí bylo spuštěno měření. Po 2 sekundách nahrávání byl pacient vyzván k provedení předem vysvětleného a vyzkoušeného pohybu. Flexi pacient realizoval třikrát až čtyřikrát, načež bylo měření zastaveno a naměřená data byla uložena.



Obrázek 13: Znázornění měřených úhlů v první úloze

Zdroj: indianexpres.com

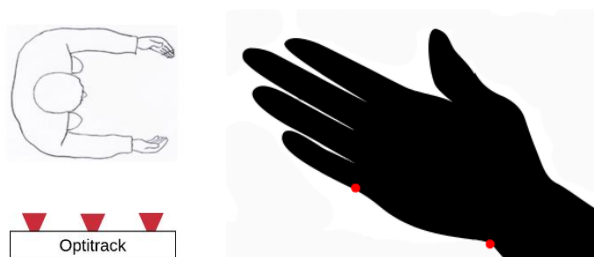
Úloha 2 – značky, které byly pacientovi připevněny v předchozí úloze, zůstaly na stejném místě. Pacient provedl otočení ruky tak, aby malíková strana směřovala dolů a palec nahoru – obrázek 14. Na obrázku 15 vidíme, že pacient zůstal natočen bokem ke kameře.

Před samotným měřením byl pacientovi opět vysvětlen a předveden pohyb, kterým se zabývala tato úloha. Pohyb, znázorněný na obrázku 16, spočíval v opakovaném provádění radiální a ulnární dukce zápěstí.



Obrázek 14: Umístění značek v úloze 2

Zdroj: Autor



Obrázek 15: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 2

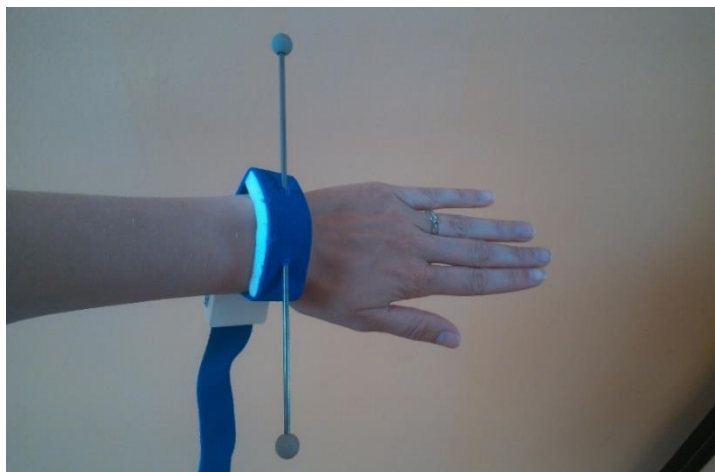
Zdroj: David Staněk

Opět jako v předchozí úloze po nastavení kamery byl pacient vyzván pacienta k setrvání v klidném stavu s rukou malíkovou stranou dolů a palcem směřujícím vzhůru. Snímání bylo spuštěno a po dvou sekundách byl pacient požádán o provádění pohybu této úlohy. Dukci byla zopakována třikrát až čtyřikrát, poté bylo nahrávání zastaveno, uloženo a byly pacientovi sundány značky.

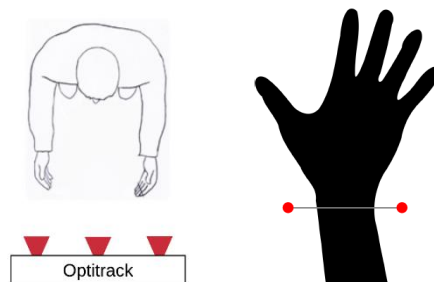


Obrázek 16: Znázornění měřených úhlů ve druhé úloze
Zdroj: indianexpres.com

Úloha 3 – v této úloze se měřil rozsah pohybu při rotaci v zápěstí. Značky, které by se připevňovaly přímo na kůži pacienta, by pro tuto úlohu byly naprosto nevyhovující, protože byl sestrojen speciální pásek, zobrazený na obrázku 17, kterým byla provlečena slabá kovová tyčka, a na ni byly připevněny kulovité stříbrné reflexní značky. Tyto značky reprezentovaly polohu v bodech Processus styloideus radii a Processus styloideus ulnae. Pásek se jednoduše nasazoval a sundával. Zvláštní pozornost se však musela věnovat správnému zafixování pásku na pacienta. Při málo těsném utažení mohlo dojít k samovolnému pohybu značek, naopak při přílišném utažení mohla být pacientovi způsobena bolest. Úkolem v této úloze bylo provádět supinaci a pronaci zápěstí. Pohyb je znázorněn obrázkem 19. Tato úloha byla realizována s kamerou umístěnou čelem před pacientem – obrázek 20.

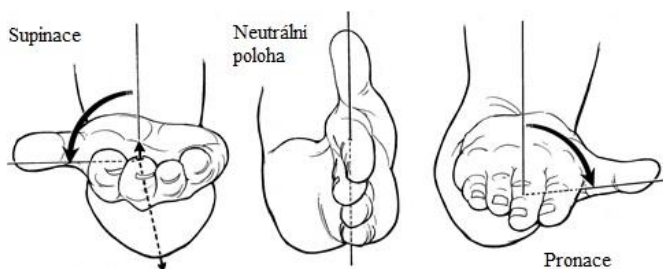


Obrázek 17: Umístění značek v úloze 3
Zdroj: Autor



Obrázek 18: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 3
Zdroj: David Staněk

Tento pohyb byl pacientovi znovu před začátkem úlohy vysvětlen a názorně ukázán. Opět jako v přechozích úlohách byl pacient požádán o zkoušku pohybu, aby mohlo proběhnout nastavení kamery, a o následné setrvání s rukou v klidu s dlaní dolů. Po dvou sekundách nahrávání byl pacient vyzván k provádění pohybu. Opakování supinace a pronace se provádělo opět třikrát až čtyřikrát, poté byl pacient a kamera zastaven a data byla uložena.



Obrázek 19: Znázornění měřených úhlů ve třetí úloze
Zdroj: tt.tennis-warehouse.com

Celé toto měření zabralo zhruba 5 minut. Pro pacienty nebylo nijak bolestivé. Naměřená data obsahovala jednotlivé úhly pohybu ruky, po odečtení maxima a minima byl získán rozsah pacientova pohybu.

3.2.3 Protokol měření

Každý protokol musí být objektivní a musí obsahovat data, ze kterých lze jednoznačně určit účinnost zkoumané procedury, v našem případě zrcadlové terapie.

Při našem měření byli zkoumáni probandi, kteří prodělali poškození mozku, zejména cévní mozkovou příhodou. Dalším požadavkem, který na ně byl kladen, byl věk. Všichni účastníci měření museli být v době měření starší 18 let, a při prvním měření musela od jejich poškození uběhnout doba nejméně jednoho týdne. Pacienti byli rozděleni náhodně

do dvou skupin, z nichž jedna rehabilitovala pouze fyzioterapií a ergoterapií a ta druhá k těmto dvěma procedurám přidala ještě zrcadlovou terapii.

Každý pacient byl naměřen dvakrát, v rozmezí minimálně tří týdnů, maximální doba nebyla stanovena. Většinou však doba tří týdnů byla dodržena, jelikož pacienti byli v RNB hospitalizováni právě po dobu minimálního rozmezí mezi měřeními. Ze získaných dat byl vypočítán rozsah pohybů v jednotlivých úlohách. Rozsah z prvního měření byl vždy porovnán u každého pacienta s rozsahem z druhého měření a pomocí statistických metod se zjišťovalo, zda se pacienti s kombinací zrcadlové terapie zlepšovali více než ti bez ní.

Do protokolu se zároveň zaznamenávaly další údaje o pacientech, které by eventuálně mohly ovlivňovat rychlost regenerace, například zda u mozkové mrtvice postihla pacientovu dominantní stranu, jaký byl věk pacienta, jestli měl nějaké další choroby, které by mohly omezovat jeho pohyb apod.

3.2.4 Klinické hypotézy

V této práci pracuji se dvěma hypotézami. Podle hypotézy H_0 předpokládám, že u pacientů, kteří rehabilitovali ergoterapií, fyzioterapií, a navíc ještě zrcadlovou terapií, došlo ke stejnému zlepšení hybnosti horní končetiny v oblasti zápěstí jako u pacientů, kteří rehabilitovali pouze ergoterapií a fyzioterapií. Obě skupiny se zlepšily v pohybech přibližně stejně. Hypotéza H_1 předpokládá, že u pacientů, kteří rehabilitovali ergoterapií, fyzioterapií, a navíc ještě zrcadlovou terapií, došlo k většímu zlepšení než u pacientů, kteří rehabilitovali pouze ergoterapií a fyzioterapií.

3.2.5 Použitá statistika

Na základě hodnot získaných z měření bude rozhodnuto o platnosti hypotézy, jako nástroj k rozhodnutí bude použita vhodně zvolené funkce náhodného výběru (statistiky), jejichž rozdělení jsou známé a je zřejmé, jak se na nich projevují sledované vlastnosti. Rozlišují se dva základní typy testů – parametrický a neparametrický test. Aby se mohl aplikovat parametrický test, musí testované hodnoty vykazovat vlastnosti normálního (Gaussova) rozdělení. Pokud není možné tento předpoklad splnit (např. pokud graf hustoty příslušného rozdělení je nesymetrický), musí se použít testy neparametrické, které nevyžadují žádný předpoklad o typu rozdělení. Tyto testy naopak samy podávají informaci o testovaných rozděleních, např. typ rozdělení, shoda dvou a víc rozdělení, symetrie rozdělení. [17]

Jelikož testování celého souboru znevýhodňuje pacienty, kteří měli již při prvním měření dobré výsledky hybnosti, provede se výběr dvojic pacientů z každé skupiny, jejichž počáteční hybnost přibližně odpovídala a porovnají se jejich data na začátku a na konci. Docílí se tím zamezení diskriminace probandů s vynikajícími stabilními výsledky po celou dobu testování.

V programovém prostředí MATLAB jsem provedla testování normálního rozdělení naměřených výsledků. Bohužel, ne u všech úloh vyšlo normální rozdělení, a tudíž jsem byla nucena použít neparametrického testu při testování celého souboru dat. Po otestování vybraných dvojic Shapiro-Wilk testem bylo zjištěno normální rozdělení u všech dat, takže při testování těchto hodnot může být použit dvouvýběrový t-test.

Strategie testování pro celý soubor dat:

- Zvolím si testované hypotézy H_0 a H_1 :
 H_0 : Medián dat pacientů z 1. skupiny se rovná mediánu dat pacientů z 2. skupiny.
 $H_0: \tilde{x} = x_0$
 H_1 : Medián dat pacientů z 1 skupiny se nerovná mediánu dat pacientů z 2. skupiny.
 $H_1: \tilde{x} \neq x_0$
- Zvolím si testovací kritérium – nejprve byly hypotézy otestovány neparametrickým Wilcoxoným testem. Neparametrický z důvodu, že pomocí Shapiro-Wilk testu bylo zjištěno nesplnění kritérií normálního rozdělení pro některé naše hodnoty (např. pro ZT úloha 1). Aby mohla být testována všechna data najednou, musí být použit neparametrický test.
- Stanovím si hladinu významnosti testu (α), na které budu data testovat. V tomto případě $\alpha = 0,05$.

Strategie testování pro vybrané dvojice dat:

- Zvolím si testované hypotézy H_0 a H_1 :
- H_0 : Střední hodnota dat pacientů z 1. skupiny se rovná střední hodnotě dat pacientů z 2. skupiny.
- $H_0: \mu = \mu_0$
- H_1 : Střední hodnota dat pacientů z 1 skupiny se nerovná střední hodnotě dat pacientů z 2. skupiny.
- $H_1: \mu \neq \mu_0$
- Zvolím si testovací kritérium – využiji dvouvýběrového t-testu, jelikož u všech dat ze souboru vybraných dvojic bylo pomocí Shapiro-Wilk testu prokázáno normální rozdělení.
- Stanovím si hladinu významnosti testu (α), na které budu data testovat. V tomto případě $\alpha = 0,05$.

Dvouvýběrový Wilcoxonův test – tento test slouží k porovnání dvou náhodných vektorů, na základě výsledků z tohoto testu může být rozhodnuto, zda jsou oba výběry ze stejného rozdělení. Test je založen na skutečnosti, že pokud budou obě rozdělení shodná, budou se v obou vektorech vyskytovat stejné velké hodnoty ve stejné četnosti. [15]

Shapiro-Wilk test – tento test patří mezi nejčastěji používané způsoby k testování normálního rozdělení. Zakládá se na analýze rozptylu. Nulová hypotéza předpokládá normální rozdělení, a tak vyjde-li p-hodnota vyšší než hodnota α , nebylo prokázáno, že testovaná data nemají normální rozdělení. [17]

Dvouvýběrový t-test – tento test slouží k porovnání dvou nezávislých souborů, které reprezentují dvě populace. Použití tohoto testu vyžaduje normální rozdělení dat podle Gaussovy křivky. Test podává informace o tom, zda jsou dvě populace rozdílné či nikoliv. [15]

4 Výsledky

4.1 Testování přesnosti systému

Testování přesnosti systému bylo provedeno připevněním značek systému na ručkový stavební úhloměr. Naměřeno bylo 9 úhlů a pro každý úhel bylo provedla 5 měření. Data jsou uspořádána v tabulce 1.

Tabulka 1: Vypočítané hodnoty průměrné odchylky systému

| Skutečný úhel [°] | Naměřený úhel [°] | | | | | Průměr [°] | Odchylka [°] |
|-------------------|-------------------|-------|-------|-------|-------|------------|--------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| 0 | 0,1 | 0,0 | 0,1 | 0,0 | 0,1 | 0,0 | 0,0 |
| 10 | 12,5 | 8,6 | 10,2 | 9,8 | 10,3 | 10,3 | + 0,3 |
| 50 | 50,6 | 49,5 | 50,3 | 49,5 | 49,9 | 50,0 | 0,0 |
| 100 | 98,7 | 99,8 | 100,2 | 99,5 | 101,6 | 100,1 | + 0,1 |
| 150 | 151,3 | 150,6 | 149,8 | 148,3 | 151,5 | 150,3 | + 0,3 |
| 200 | 200,1 | 198,5 | 201,7 | 199,6 | 199,8 | 199,9 | - 0,1 |
| 250 | 252,0 | 248,9 | 250,4 | 250,9 | 249,6 | 250,4 | + 0,4 |
| 300 | 301,2 | 300,8 | 299,3 | 299,7 | 302,2 | 300,6 | + 0,6 |
| 350 | 349,9 | 348,5 | 350,2 | 350,7 | 350,1 | 349,9 | - 0,1 |

4.2 Testování celého souboru dat

Vyhodnocení celého souboru dat jsem provedla v interaktivním programovém prostředí MATLAB a to tak, že jsem si nejprve zjistila rozdíl 1. a 2. měření u jednotlivých probandů pro jednotlivé úlohy. Zjištěné hodnoty shrnuje tabulka 2.

V tabulce 2 a poté i v grafech na obrázcích 21, 22 a 23 se vyskytují i záporná čísla, při vyšší záporné hodnotě to znamená, že se pacienti v pohybu zhoršili – ztuhli. Pokud je tato hodnota menší, nemusí to nutně znamenat zhoršení hybnosti. Tento jev může mít za následek zároveň nedokonalost systému nebo menší úsilí pacienta či pacientova únava. Mluvíme však o hodnotách, které se pohybují do 5°. Tato metoda znevýhodňuje pacienty, kteří již při prvním měření měli dobré výsledky, a tudíž neměli takový prostor pro zlepšení. V konečném důsledku nelze tyto pacienty v tabulce 2 odlišit od pacientů, kteří měli ruku spastickou již od začátku.

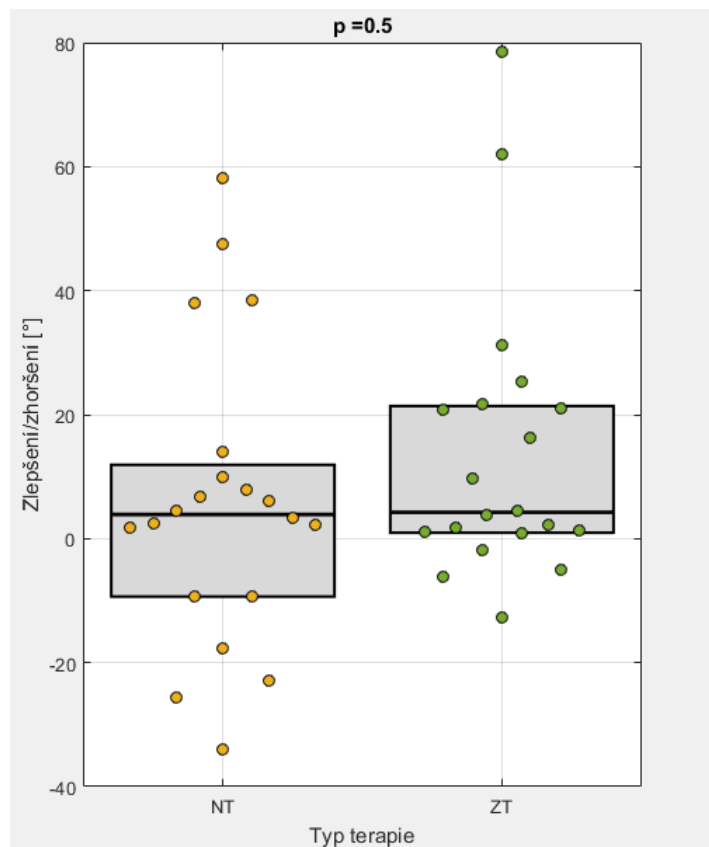
Nejprve se data testovala pro určení rozdělení, aby se dalo rozhodnout, zda budu moci využít parametrických testů, které se vyznačují větší přesností výsledků. V programovém

prostředí MATLAB jsem pro toto testování zvolila funkci swtest. Pod tímto názvem se ukrývá jeden z nejpoužívanějších testů na testování normality – Shapiro-Wilkův test.

Následně jsem hodnoty zadala v MATLABu do funkce ranksum, která provádí Wilcoxonův test. Funkce vypočítává p-hodnotu. Zároveň byla data vykreslena do grafu pomocí funkce boxplot. Grafické znázornění dat je zobrazeno na obrázku 21, 22 a 23. Na základě zjištěné p-hodnoty jsem byla schopna rozhodnout u každé úlohy, zda má zrcadlová terapie vliv na hybnost ruky či nikoliv.

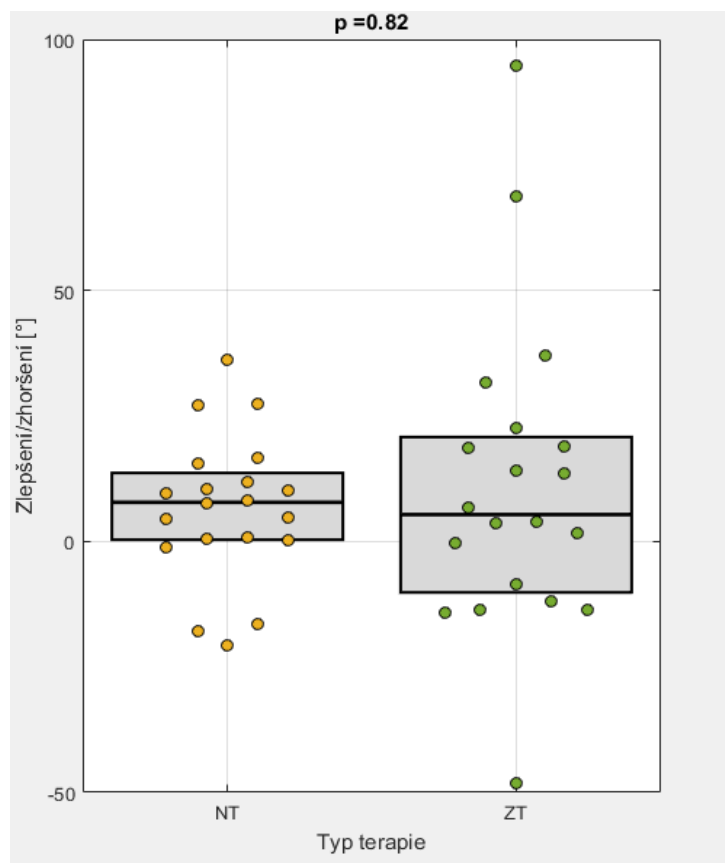
Tabulka 2: Rozdíl 1. a 2. měření pro pacienty s NT, resp. ZT

| Pacient | NT | | | Pacient | ZT | | |
|---------|-----------------|-----------------|-----------------|---------|-----------------|-----------------|-----------------|
| | 1. úloha [°] | 2. úloha [°] | 3. úloha [°] | | 1. úloha [°] | 2. úloha [°] | 3. úloha [°] |
| 1 | 58,1 | 27,1 | 48 | 1 | 9,8 | 14 | 83,9 |
| 2 | 6,1 | 10,4 | -40 | 2 | -6,1 | -48,2 | 30,7 |
| 3 | 4,5 | 8,1 | 9,4 | 3 | 3,9 | -11,8 | 6,8 |
| 4 | 47,6 | 27,4 | 47,9 | 4 | 1,7 | 1,7 | 69,7 |
| 5 | -34 | -17,8 | -21,2 | 5 | 21,8 | 22,6 | 35 |
| 6 | 38,1 | 15,5 | 11,3 | 6 | 1,3 | -13,6 | 20,9 |
| 7 | 2,4 | 0,9 | 3,8 | 7 | -12,7 | -8,5 | -9,2 |
| 8 | 38,5 | 11,8 | 28,6 | 8 | 62,1 | 19 | 68,4 |
| 9 | -17,6 | -1,3 | -9,2 | 9 | 20,7 | 13,6 | 4,3 |
| 10 | 6,8 | 10,1 | 125,9 | 10 | 1,1 | 4 | 8,9 |
| 11 | 7,8 | -20,6 | 14,3 | 11 | 2,3 | 6,7 | 1,7 |
| 12 | 3,3 | 0,5 | -0,7 | 12 | 4,6 | 68,8 | 1,2 |
| 13 | 9,9 | 4,7 | 40,5 | 13 | -1,8 | -0,3 | -30,5 |
| 14 | -22,8 | -16,5 | -28,3 | 14 | 16,3 | 37,1 | 95 |
| 15 | -9,4 | 4,4 | -7,1 | 15 | 25,3 | 18,5 | 28,9 |
| 16 | 13,9 | 16,6 | 76,1 | 16 | -5 | -13,5 | -26,3 |
| 17 | 1,7 | 7,5 | 20,6 | 17 | 78,6 | -14,3 | 131,1 |
| 18 | -9,3 | 9,6 | 0,3 | 18 | 31,1 | 3,7 | 45,7 |
| 19 | -25,6 | 36,1 | -1 | 19 | 0,8 | 94,8 | 46,3 |
| 20 | 2,2 | 0,2 | 4,2 | 20 | 21 | 31,7 | 31,7 |



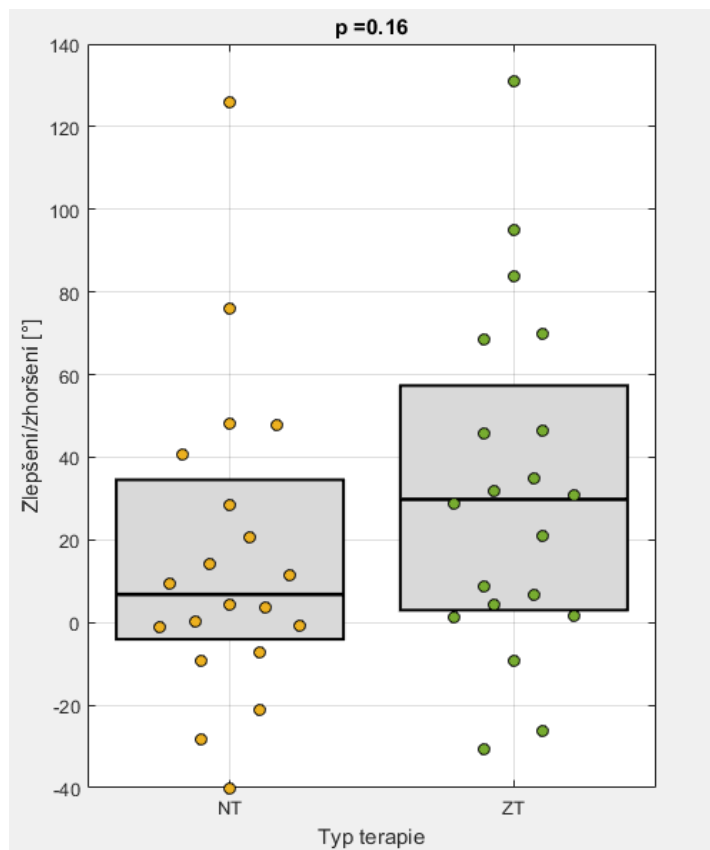
Obrázek 20: Graf Wilcoxonova testu pro 1. úlohu

Graf Wilcoxonova testu první úlohy zobrazen na obrázku 21 ukazuje, že $p = 0,5$. Testy byly prováděny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,5 > 0,05$), a tudíž H_0 nemůže být na hladině významnosti 5 % zamítnuta.



Obrázek 21: Graf Wilcoxonova testu pro 2. úlohu

Na obrázku 22 je zobrazený Wilcoxonův test druhé úlohy. P-hodnota vyšla $p = 0,82$. Testy jsou prováděny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,82 > 0,05$), a tudíž nelze zamítnout H_0 na hladině významnosti 5 %.



Obrázek 22: Graf Wilcoxonova testu pro 3. úlohu

Ve třetí úloze, graficky znázorněné grafem na obrázku 23, vyšla p-hodnota $p = 0,16$. Testy byly prováděny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,16 > 0,05$), a tudíž H_0 nemůže být zamítnuta na hladině významnosti 5 %.

4.3 Testování vybraných dvojic

Vybrání vhodných dvojic bylo provedeno seřazením dat z prvního měření normální terapie z každé úlohy od nejnižší po nejvyšší, k těmto datům byla obdobně přiložena data zrcadlové terapie z prvního měření a následně byly vybrány nejpodobnější dvojice. Pacienti byli porovnáváni nejen podle hybnosti, ale zároveň jsem se snažila o vytvoření dvojic s co nejpodobnějšími údaji probandů. Dalšími kritérii byly pohlaví, věk a fakt, zda je postižená dominantní či nedominantní ruka. Tyto dvojice jsou uvedeny v tabulkách 3, 4 a 5.

Vyhodnocení vybraných dvojic dat bylo provedeno v interaktivním programovém prostředí MATLAB a to tak, že byl nejprve zjištěn rozdíl 1. a 2. měření u jednotlivých probandů pro jednotlivé úlohy. Viz tabulka 3, 4 a 5.

Poté byly hodnoty zadány v MATLABu do funkce ttest2, která vypočítává p-hodnotu, a následně byla data vykreslena pomocí funkce boxplot. Vykreslená data jsou znázorněna v grafu na obrázku 24, 25 a 26. Na základě zjištěné p-hodnoty jsem byla schopna rozhodnout u každé úlohy, zda má zrcadlová terapie vliv na hybnost ruky či nikoliv.

Tabulka 3: Vybrané dvojice pro úlohu 1

| Pacient | NT | | | ZT | | |
|-----------|---------------|---------------|--------------|---------------|---------------|--------------|
| | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] |
| 1 | 2,1 | 40,2 | 38,1 | 6,7 | 7,8 | 1,1 |
| 2 | 24,8 | 27,2 | 2,4 | 34,4 | 96,5 | 62,1 |
| 3 | 28,4 | 86,5 | 58,1 | 35,2 | 55,9 | 20,7 |
| 4 | 65,3 | 112,9 | 47,6 | 71,2 | 58,5 | -12,7 |
| 5 | 67,3 | 75,1 | 7,8 | 73,8 | 152,4 | 78,6 |
| 6 | 71,2 | 77,3 | 6,1 | 78,8 | 79,6 | 0,8 |
| 7 | 77,3 | 68,0 | -9,3 | 84,2 | 105,2 | 21,0 |
| 8 | 85,4 | 92,2 | 6,8 | 88,4 | 90,1 | 1,7 |
| 9 | 90,9 | 104,8 | 13,9 | 91,7 | 95,6 | 3,9 |
| 10 | 101,0 | 83,4 | -17,6 | 101,1 | 110,9 | 9,8 |
| 11 | 113,0 | 117,5 | 4,5 | 113,3 | 114,4 | 1,1 |
| 12 | 113,4 | 79,4 | -34,0 | 114,0 | 135,8 | 21,8 |
| 13 | 115,7 | 90,1 | -25,6 | 114,5 | 130,8 | 16,3 |
| 14 | 117,1 | 107,7 | -9,4 | 118,4 | 149,5 | 31,1 |
| 15 | 125,9 | 103,1 | -22,8 | 120,0 | 122,3 | 2,3 |
| 16 | 148,1 | 151,4 | 3,3 | 143,2 | 137,1 | -6,1 |
| 17 | 168,3 | 178,2 | 9,9 | 150,0 | 148,2 | -1,8 |

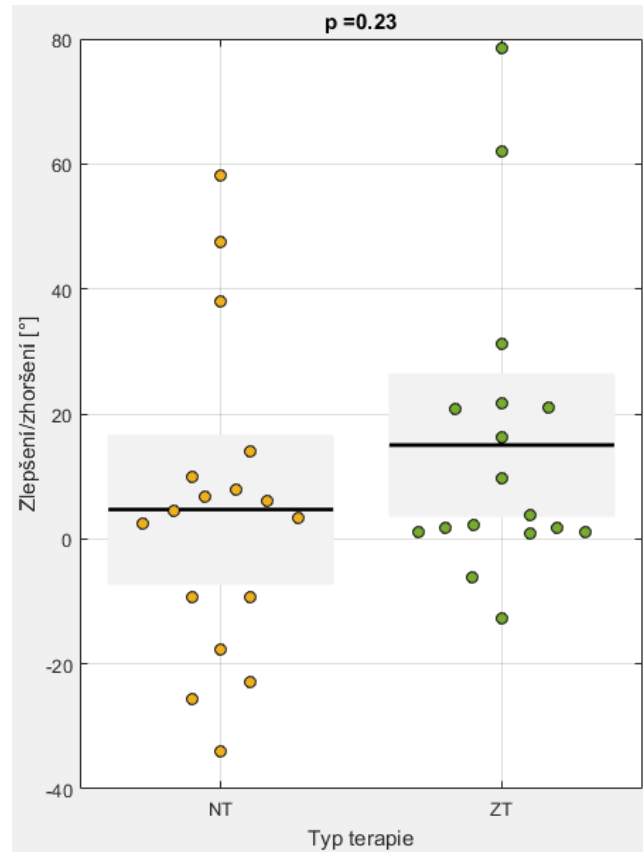
V tabulkách 3, 4, 5 a poté i v obrázcích 24, 25 a 26 se opět vyskytují i záporná čísla, při vyšší záporné hodnotě to znamená, že se pacienti v pohybu zhoršili – ztuhli. Pokud je tato hodnota menší, nemusí to nutně znamenat zhoršení hybnosti. Tento jev může mít za následek zároveň nedokonalost systému nebo menší úsilí pacienta či pacientova únava. Mluvíme však o hodnotách, které se pohybují do 5°. Vyhodnocení pomocí vybraných dvojic se snaží kompenzovat znevýhodňující podmínky pro pacienty s dobrou hybností již na začátku. Tito pacienti se srovnávají s pacienty ze druhé skupiny, kteří při prvním měření dosahovali také dobrých výsledků hybnosti.

Tabulka 4: Vybrané dvojice pro úlohu 2

| Pacient | NT | | | ZT | | |
|-----------|---------------|---------------|--------------|---------------|---------------|--------------|
| | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] |
| 1 | 0,0 | 0,2 | 0,2 | 0,0 | 4,0 | 4,0 |
| 2 | 20,7 | 32,5 | 11,8 | 22,8 | 36,4 | 13,6 |
| 3 | 49,0 | 59,1 | 10,1 | 53,1 | 72,1 | 19,0 |
| 4 | 54,1 | 52,8 | -1,3 | 56,0 | 70,0 | 14,0 |
| 5 | 63,9 | 73,5 | 9,6 | 57,8 | 94,9 | 37,1 |
| 6 | 64,0 | 74,4 | 10,4 | 58,2 | 49,7 | -8,5 |
| 7 | 65,0 | 65,5 | 0,5 | 64,3 | 66,0 | 1,7 |
| 8 | 65,6 | 47,8 | -17,8 | 65,2 | 96,9 | 31,7 |
| 9 | 76,4 | 55,8 | -20,6 | 77,8 | 64,2 | -13,6 |
| 10 | 81,9 | 98,5 | 16,6 | 83,8 | 90,5 | 6,7 |
| 11 | 83,5 | 87,9 | 4,4 | 88,2 | 87,9 | -0,3 |
| 12 | 96,1 | 79,6 | -16,5 | 92,6 | 79,1 | -13,5 |
| 13 | 134,7 | 139,4 | 4,7 | 114,4 | 118,1 | 3,7 |

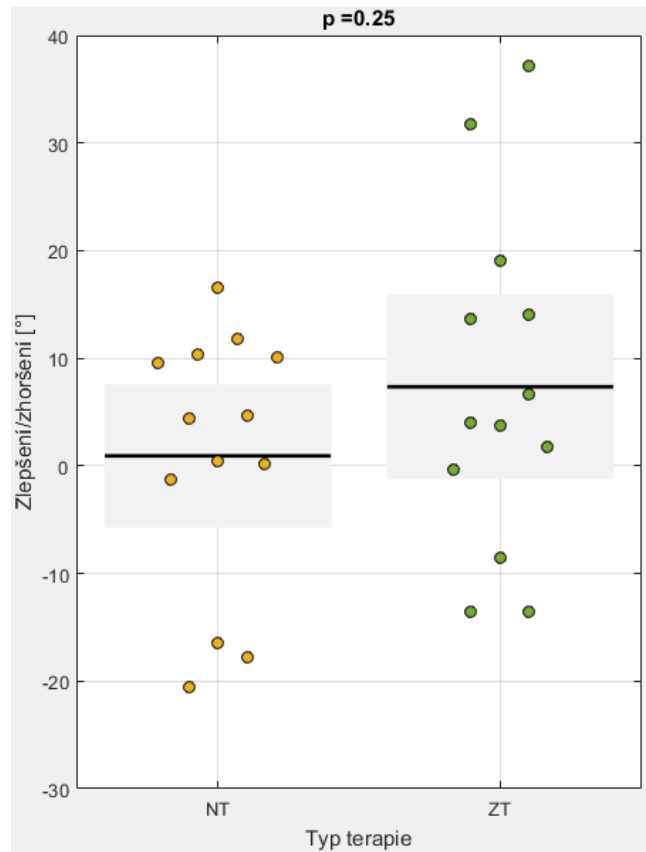
Tabulka 5: Vybrané dvojice pro úlohu 3

| Pacient | NT | | | ZT | | |
|-----------|---------------|---------------|--------------|---------------|---------------|--------------|
| | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] | 1. měření [°] | 2. měření [°] | Rozdíl [°] |
| 1 | 2,1 | 13,4 | 11,3 | 0,8 | 9,7 | 8,9 |
| 2 | 54,7 | 83,3 | 28,6 | 52,4 | 56,7 | 4,3 |
| 3 | 63,9 | 111,8 | 47,9 | 72,2 | 103,9 | 31,7 |
| 4 | 107,3 | 155,3 | 48,0 | 118,6 | 109,4 | -9,2 |
| 5 | 121,5 | 247,4 | 125,9 | 120,2 | 251,3 | 131,1 |
| 6 | 126,5 | 140,8 | 14,3 | 122,5 | 157,5 | 35,0 |
| 7 | 135,0 | 95,0 | -40,0 | 137,9 | 206,3 | 68,4 |
| 8 | 145,8 | 155,2 | 9,4 | 147,7 | 121,4 | -26,3 |
| 9 | 168,3 | 208,8 | 40,5 | 171,4 | 173,1 | 1,7 |
| 10 | 183,3 | 176,2 | -7,1 | 184,1 | 268,0 | 83,9 |
| 11 | 197,2 | 168,9 | -28,3 | 192,2 | 237,9 | 45,7 |
| 12 | 305,4 | 304,7 | -0,7 | 308,1 | 337,0 | 28,9 |
| 13 | 346,6 | 325,4 | -21,2 | 346,1 | 335,6 | -10,5 |
| 14 | 356,8 | 347,6 | -9,2 | 356,4 | 357,6 | 1,2 |



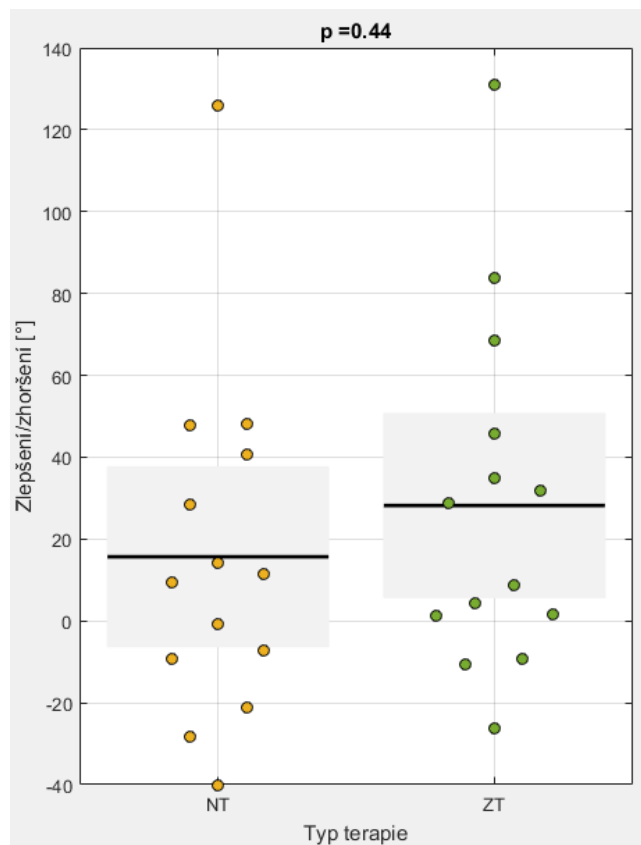
Obrázek 23: Dvouvýběrový t-test vybraných párů úloha 1

V první úloze vyšla p-hodnota $p = 0,23$. Testy byly provedeny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,23 > 0,05$), a tudíž H_0 nelze zamítnout na hladině významnosti 5 %.



Obrázek 24: Dvouběrový t-test vybraných párů úloha 2

Ve druhé úloze vyšla p-hodnota $p = 0,25$. Testy byly provedeny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,25 > 0,05$), a tudíž nelze H_0 na hladině významnosti 5 % zamítnout.



Obrázek 25: Dvouvýběrový t-test vybraných párů úloha 3

Ve třetí úloze vyšla p-hodnota $p = 0,44$. Testy byly prováděny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. V tomto případě $p > \alpha$ ($0,44 > 0,05$), a tudíž H_0 nelze zamítnout na hladině významnosti 5 %.

4.4 Shrnutí statistického vyhodnocení

Na závěr uvádím tabulky 6 a 7, ve kterých jsou shrnuty statistické výsledky testování celého souboru i vybraných dvojic.

Tabulka 6: Výsledky Wilcoxonova testu při testování celého souboru dat

| úloha | p-hodnota | medián [°] | | mezikvartilové rozpětí [°] | |
|-------|-------------|------------|------|----------------------------|------|
| | | NT | ZT | NT | ZT |
| 1 | 0,50 | 3,9 | 4,3 | 21,3 | 20,5 |
| 2 | 0,82 | 7,8 | 5,4 | 13,3 | 31,0 |
| 3 | 0,16 | 6,8 | 29,8 | 36,6 | 54,4 |

Tabulka 7: Výsledky t-testu při testování celého souboru dat

| úloha | p-hodnota | střední hodnota [°] | | mezikvartilové rozpětí [°] | |
|-------|-------------|---------------------|------|----------------------------|------|
| | | NT | ZT | NT | ZT |
| 1 | 0,23 | 4,7 | 15,0 | 22,4 | 20,1 |
| 2 | 0,25 | 0,9 | 7,4 | 15,3 | 17,6 |
| 3 | 0,44 | 15,7 | 28,2 | 49,7 | 44,5 |

5 Diskuze

Nejvhodnějším kamerovým systémem ze systémů zaznamenávající pohyb se pro účely tohoto projektu stal optický kamerový systém Optitrack, který snímá pasivní značky. Tyto značky mají velmi malou hmotnost, neovlivňují tedy pacientův pohyb, a dají se jednoduše (například pomocí lepicí pásky) upevnit kamkoliv na kůži člověka. Jsou vyrobené z reflexivního materiálu, tudíž nepotřebují vlastní napájení, kamera totiž vysílá infračervené záření, ve kterém značky reflektují. Na druhou stranu tyto vlastnosti mají i jiné věci, které se nachází běžně v místnosti, a tak může pro kamerový systém vypadat jako značka například kovová část invalidního vozíku nebo odraz od zaskleného obrazu na zdi. Před samotným měřením by se tyto rušivé elementy měly odstranit nebo zakrýt, aby byla naměřena objektivní data. Další nevýhodou tohoto systému je možnost zakrytí značky při pacientově pohybu a následném prohození značek systémem, v tomto případě by docházelo ke špatnému výpočtu úhlů. Musí se věnovat pozornost tomu, aby byly značky stále vidět a kamerový systém byl namířen kolmo na pacienta.

Před použitím systému v praxi a samotným naměřením dat byla otestována přesnost měřicí soustavy. Testování se provádělo pomocí ručkového úhlooměru, na který byly připevněny reflexivní značky. Pro měření úhlu byla použita následující analogie – nejprve byla nastavena určitá hodnota úhlu a následně byl pohyb proveden do nuly. Absolutní odchylka pro každý úhel je uvedena v tabulce 1. Maximální odchylka dosahuje hodnoty $0,6^\circ$, což je pro účely této práce dostatečná přesnost měření.

Naměřená data byla zpracována a vyhodnocena dvěma způsoby v programovém prostředí MATLAB. Nejprve se testoval celý soubor naměřených dat pro jednotlivé úlohy. Začalo se ověřením, zda mají jednotlivé soubory parametry normálního rozdělení. Ověření bylo provedeno Shapiro-Wilk testem postupně pro každou úlohu a terapii zvlášť. Bohužel normalita dat nebyla nepotvrzena a k dalšímu vyhodnocení proto muselo být použito neparametrických testů. Vypočítaly se rozdíly mezi prvním a závěrečným měřením. Tyto rozdíly byly zpracovány pomocí dvouvýběrového Wilcoxonova testu, který poskytl údaje k vyhodnocení a následnému rozhodnutí, zda existuje nějaká spojitost mezi našimi náhodnými výběry – tedy mezi daty naměřenými u skupiny pacientů s NT a ZT.

Bohužel takto zvolená statistika znevýhodňuje pacienty, kteří již při prvním měření měli dobré výsledky, a tudíž neměli takový prostor pro zlepšení. V konečném důsledku je v tabulce 2 nelze odlišit od pacientů, kteří měli ruku spastickou již od začátku. Tento problém byl kompenzován nalezením dvojic pacientů s podobnými vlastnostmi, ale jiným druhem terapií a porovnáním výsledků konkrétních dvojic při druhém měření. Kritérií pro výběr vhodných dvojic pacientů bylo několik. Pacienti museli mít přibližně

stejný věk, stejnou postiženou ruku (dominantní či nedominantní) a ve většině případů byli pacienti i stejného pohlaví. Nejdůležitějším kritériem byl však stav při prvním měření, aby pak bylo porovnávalo jen to, kdo s jakou terapií se zlepšil více a kdo méně.

Vybrané dvojice jsou uvedeny v tabulkách 3, 4 a 5. Data těchto probandů se opět otestovala pomocí Shapiro-Wilk testu v programovém prostředí MATLAB a jelikož byla tímto testem potvrzena normalita všech dat, mohl být k následnému vyhodnocení využit test parametrický. Znovu byly vypočítány rozdíly mezi prvním a závěrečným měřením. Tyto rozdíly byly zpracovány pomocí dvouvýběrového Studentova t-testu. Pomocí dat získaných z tohoto testu bylo možné vyhodnotit účinky terapií a rozhodnout, zda existuje nějaká spojitost mezi těmito dvěma náhodnými výběry – tedy mezi daty naměřenými u skupiny pacientů s NT a ZT.

V první úloze při testování celého souboru dat p-hodnota převyšuje hladinu významnosti desetkrát, a tak je velmi nepravděpodobné, že by se tato dvě náhodná rozdělení lišila. Nebylo možné prokázat, pozitivní vliv zrcadlové terapie na hybnost horní končetiny u pacientů po poškození mozku. Z obrázku 21 lze vyčíst, že nejlepšího zlepšení v této úloze dosáhl právě pacient, který rehabilitoval touto terapií a největšího zhoršení naopak pacient, který se zrcadlové terapie nezúčastnil. Obecně se více zhoršovali pacienti, kteří rehabilitovali pouze normální terapií. Velikost mezikvartilového rozpětí se liší pouze o $0,8^\circ$; obě jsou poměrně velká, znamená to, že jednotlivé realizace leží poměrně daleko od sebe. Mediány obou náhodných rozdělení se liší pouze o $0,4^\circ$.

Ani ve druhé úloze při testování celého souboru dat nebylo možné prokázat pozitivní vliv zrcadlové terapie na hybnost horní končetiny u pacientů po poškození mozku. P-hodnota převyšuje hladinu významnosti téměř dvacetkrát, a tak je velmi nepravděpodobné, že by se tato dvě náhodná rozdělení lišila. Nejlepšího zlepšení v této úloze dosáhl pacient, který rehabilitoval zrcadlovou terapií, zároveň však u této úlohy dosáhl i největšího zhoršení pacient, který prováděl zrcadlovou terapii i. Pacienti z obou skupin se zlepšovali i zhoršovali ve stejné četnosti, na druhou stranu rozdíl ve velikosti mezikvartilového rozpětí je značný. Dosahuje hodnoty $17,7^\circ$. Znamená to, že normální terapie má jednotlivé realizace blíže u sebe. Toto tvrzení potvrzuje i znázornění jednotlivých realizací v grafu na obrázku 22, ze kterého lze dále vyčíst, že mediány obou náhodných se liší pouze o $2,4^\circ$; a proto je i p-hodnota tak velká.

P-hodnota ve třetí úloze testování celého souboru dat se ze všech úloh nejvíce blíží tomu, aby tato dvě náhodná rozdělení odlišná. Avšak ani v této úloze nebylo možné prokázat, pozitivní vliv zrcadlové terapie na hybnost horní končetiny u pacientů po poškození mozku. Největšího zlepšení v této úloze dosáhli pacienti z obou skupin a zároveň se právě v této úloze pacienti nejvíce zlepšovali. Tato skutečnost je pravděpodobně způsobená tím, že v této úloze je umožněn horní končetině největší rozsah pohybu

ze všech třech úloh. Navíc se v této úloze i zhoršilo velmi málo pacientů, a tak by možná právě pro tuto úlohu a tento způsob pohybu mohla být zrcadlová terapie velmi dobrým pomocníkem při rehabilitaci. Rozdílnost mezi skupinami se však bohužel nepodařilo prokázat. Velikost mezikvartilového rozpětí se velmi liší – o $17,8^\circ$. Znamená to, že normální terapie má jednotlivé realizace blíže u sebe, což potvrzuje i znázornění jednotlivých realizací v grafu na obrázku 23.

Při testování vybraných dvojic dat je p-hodnota sice nižší než u vyhodnocování první úlohy pro celý soubor dat pomocí Wilcoxonova testu, ale stále významně převyšuje hladinu významnosti a je velmi nepravděpodobné, že by se tato dvě náhodná rozdělení lišila. Z obrázku 24 lze vyčíst že nejlepších dvou zlepšení v této úloze dosáhli pacienti, kteří rehabilitovali zrcadlovou terapií a největších zhoršení naopak čtyři pacienti, kteří se zrcadlové terapie nezúčastnili. Obecně je vidět, že se více zhoršovali pacienti, kteří rehabilitovali pouze normální terapií. Dokonce je z grafu na obrázku 24 patrné, že se zhoršili jen 2 pacienti rehabilitující zrcadlovou terapií. Velikost mezikvartilového rozpětí dosahuje téměř stejné hodnoty, liší se pouze o $2,4^\circ$. Rozdíl středních hodnot náhodných rozdělení je viditelný i z grafu a jeho hodnota je $10,3^\circ$.

P-hodnota je téměř totožná jako v předchozí úloze, a dokonce je její hodnota téměř 3,5krát menší než při vyhodnocování celého souboru dat Wilcoxonovým testem. Nakonec ale ani v této úloze nebylo možné prokázat, pozitivní vliv zrcadlové terapie na hybnost horní končetiny u pacientů po poškození mozku. Avšak na obrázku 25 lze vidět, že nejlepších tří zlepšení v této úloze opět dosáhli právě pacienti, který rehabilitoval touto terapií. Největších tří zhoršení naopak dosáhli pacienti, kteří rehabilitovali pouze normální terapií. V grafu na obrázku 25 je zároveň možné vidět patrný rozdíl ve velikosti mezikvartilového rozpětí, liší se však pouze o $2,3^\circ$. Jednotlivé realizace normální terapie se rozkládají blíže u sebe, což potvrzuje i znázornění jednotlivých realizací v grafu. Střední hodnoty obou náhodných výběrů se liší více jak o 5° ; konkrétně o $6,5^\circ$; což potvrzuje i p-hodnota, která nedosahuje příliš vysoké hodnoty.

Ve třetí úloze p-hodnota převyšuje hladinu významnosti téměř desetinásobně a její hodnota dosahuje nejvyššího čísla ze všech tří úloh při testování vybraných dvojic. Rozdíly v největším zlepšení mezi oběma skupinami nejsou markantní. Mezikvartilové rozpětí se liší o $5,2^\circ$; střední hodnota o $12,7^\circ$. Ač se zdá rozdíl středních hodnot vysoký, účinnost zrcadlové terapie nelze prokázat, jelikož se v této úloze pracovalo s vyššími čísly než u úloh ostatních. Z obrázku 26 lze také vyčíst, že se v této úloze pacienti nejvíce zlepšovali, což potvrzuje výsledky z testování celého souboru dat Wilcoxonovým testem. Tato skutečnost je pravděpodobně způsobena tím, že v této úloze je umožněn horní končetině největší rozsah pohybu ze všech třech úloh.

Při testování vybraných dvojic bylo dosaženo lepších výsledků než při testování celého souboru dat. P-hodnota je vyrovnanější a data hovoří spíše pro „účinnost“ zrcadlové terapie, avšak stále tuto domněnku nepotvrzují. Data získaná při testování celého souboru hovoří spíše pro „neúčinnost“ ZT. Vyšší hodnoty p-hodnoty mohly být při testování celého souboru způsobeny také použitím neparametrického testu, který poskytuje méně přesné výsledky. Tato skutečnost ale ovlivňuje p-hodnotu pouze v řádech jednotek procent.

Dle výsledků, které znázorňují grafy na obrázcích 21 – 26, se nepodařilo potvrdit pozitivní výsledky zrcadlové terapie na hybnost ruky u pacientů po poškození mozku.

6 Závěr

Cílem toho projektu bylo navržení protokolu, určení vhodných měřících prostředků, vymyšlení vhodných cvičení a rozmístění značek. Zároveň se měla také vyzkoušet funkčnost systému a realizovat dvě měření pro 20 pacientů z každé skupiny v rozmezí minimálně 3 týdnů, ve kterých pacienti intenzivně rehabilitovali. Na základě toho protokolu se mělo rozhodnout, zda pacienti, kteří rehabilitovali ergoterapií, fyzioterapií, a ještě navíc zrcadlovou terapií, vykazují známky většího zlepšení hybnosti horní končetiny než pacienti, kteří rehabilitovali pouze ergoterapií a fyzioterapií.

Pro snímání pohybu v prostoru byl zvolen optický kamerový systém Optitrack, který vykazoval nejlepší vlastnosti pro naše účely, a jeho nedostatky bylo možné poměrně jednoduše kompenzovat. Toto příslušenství bylo propojeno s aplikací BradykAn, která byla přímo navržena podle našich požadavků.

Protokol se skládá ze tří úloh, které prověřují rozsah pohybu pacienta. V prvních dvou se značky umístily přímo na kůži pacienta, a to na Processus styloideus ulnae a Basis ossis metacarpi. Při těchto úlohách byl optický kamerový systém umístěn bokem k pacientům, kteří měli za úkol vykonávat nejprve palmární a dorsální flexi a poté radiální a ulnární dukci. Ve třetí úloze byly samostatné značky vyměněny za speciálně vyrobený pásek, který se upevnil na pacientovo zápěstí. Pacient se otočil tak, aby čelem směřoval ke kamerovému systému, a prováděl supinaci a pronaci zápěstí.

Pomocí prvních osmi měření byla ověřena funkčnost systému pro tyto účely. Systém je dostatečně citlivý, aby zaznamenal pohyby rukou v rámci jednotek úhlů, a natolik lehký, že neovlivňuje pohyby pacienta. Pacienti byli rozděleni náhodně do dvou skupin po 20 lidech, jedna skupina rehabilitovala ergoterapií a fyzioterapií (tuto skupinu označujeme jako NT), a druhá skupina k těmto dvěma terapiím přidala ještě navíc zrcadlovou terapii (tuto skupinu jsme označili jako ZT). Každý pacient byl naměřen dvakrát, mezi měřeními intenzivně rehabilitoval. Celkem jsme realizovali 80 měření se třemi úlohami.

Naměřená data byla zpracována, vyhodnocen byl nejprve celý soubor dat pomocí ne-parametrického dvouvýběrového Wilcoxonova testu, a poté vybrané dvojice dat pomocí parametrického dvouvýběrového Studentova t-testu. P-hodnota vyšla u dat testovaných Wilcoxonovým testem pro první úlohu (flexe, extenze): $p = 0,50$, pro druhou (palmární, ulnární dukce): $p = 0,82$ a pro třetí (supinace, pronace): $p = 0,16$. U dat testovaných t-testem p-hodnota nabývala těchto hodnot – pro první úlohu (flexe, extenze): $p = 0,23$, pro druhou (palmární, ulnární dukce): $p = 0,25$ a pro třetí (supinace, pronace): $p = 0,44$.

Dle těchto výsledků nelze říci, že na hladině významnosti 5 % neexistuje žádná spojitost mezi daty naměřenými u pacientů rehabilitující NT a pacientů rehabilitující ZT, a to ani v jedné ze tří úloh. Tudíž se nepodařilo potvrdit účinky zrcadlové terapie, tato tvrzení jsou názorně znázorněna a zdůvodněna v grafech na obrázcích 21 – 26.

Literatura

- [1] ALTSCHULER, Eric Lewin, Sidney B WISDOM, Lance STONE, Chris FOSTER, Douglas GALASKO, D Mark E LLEWELLYN a VS RAMACHANDRAN. Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror. *The Lancet*. 1999, **353**(9169), 2035-2036. DOI: 10.1016/S0140-6736(99)00920-4. ISSN 01406736. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673699009204>
- [2] BAUER, Jiří. Úvod k hlavnímu tématu: Terapie a prevence cévních mozkových příhod. *Neurologie pro praxi*. 2001, **2**(4), 166 - 167.
- [3] BŘEZINA, Pavel. Motion Capture. *Pavka.shotzone.cz* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://pavka.shotzone.cz/motioncapture/motioncapture.html#motioncapture-opticky-system>
- [4] DIERS, Martin, Christoph CHRISTMANN, Caroline KOEPPE, Matthias RUF a Herta FLOR. Mirrored, imagined and executed movements differentially activate sensorimotor cortex in amputees with and without phantom limb pain. *Pain*. 2010, **149**(2), 296-304. DOI: 10.1016/j.pain.2010.02.020. ISSN 0304-3959. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [5] EZENDAM, Daniëlle, Raoul M. BONGERS a Michiel J. A. JANNINK. Systematic review of the effectiveness of mirror therapy in upper extremity function. *Disability and Rehabilitation*. 2009, **31**(26), 2135-2149. DOI: 10.3109/09638280902887768. ISSN 0963-8288. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09638280902887768>
- [6] GIUMMARRA, Melita J., Stephen J. GIBSON, Nellie GEORGIU-KARISTIANIS a John L. BRADSHAW. Central mechanisms in phantom limb perception: The past, present and future. *Brain Research Reviews*. 2007, **54**(1), 219-232. DOI: 10.1016/j.brainresrev.2007.01.009. ISSN 01650173. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165017307000240>
- [7] GOLLER, Aviva I., Kerrie RICHARDS, Steven NOVAK a Jamie WARD. Mirror-touch synaesthesia in the phantom limbs of amputees. *Cortex*. 2013, **49**(1), 243-251. DOI: 10.1016/j.cortex.2011.05.002. ISSN 00109452. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010945211001468>
- [8] HOVORA, Jan. Motion Capture - teorie i praxe. *PiXEL*. 2008, **135**(3), 26.

- [9] INTERACTIVE, B. *Fingers Motion Capture* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://pro.bistudio.com/services/motion-capture/fingers-motion-capture>
- [10] JUDITH MACKAY AND GEORGE A. MENSAH a WITH SHANTHI MENDIS AND KURT GREENLUND. *The atlas of heart disease and stroke*. Geneva: World Health Organization, 2004. ISBN 9789241562768.
- [11] KARL, Anke, Werner MÜHLNICKEL, Ralf KURTH a Herta FLOR. Neuroelectric source imaging of steady-state movement-related cortical potentials in human upper extremity amputees with and without phantom limb pain. *Pain*. 2004, **110**(1), 90-102. DOI: 10.1016/j.pain.2004.03.013. ISSN 0304-3959. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [12] KRUPÍČKA, Radim. *Měření a analýza pohybu ruky u parkinsoniků*. Kladno, 2013. Dizertační práce. České vysoké učení v Praze.
- [13] MICHIELSEN, Marian, Marion SMITS, Gerard RIBBERS a Henk STAM. The Neuronal correlates of mirror therapy: an FMRI study on mirror induced visual illusions in stroke patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 2010, **4**(82).
- [14] NAJIHA, A., J. ALAGESAN a V. J. RATHOD. MIRROR THERAPY: A REVIEW OF EVIDENCES. *Int J Physiother Res*. 2015, **3**(3), 1086-1090.
- [15] NAVARA, Mirko. *Pravděpodobnost a matematická statistika*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03795-9.
- [16] RAMACHANDRAN, V.S., E.L. ALTSCHULER, L. STONE, M. AL-ABOUDI, E. SCHWARTZ a N. SIVA. Can mirrors alleviate visual hemineglect? *Medical Hypotheses*. 1999, **52**(4), 303-305. DOI: 10.1054/mehy.1997.0651. ISSN 03069877. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306987797906514>
- [17] ROGALEWICZ, Vladimír. *Pravděpodobnost a statistika pro inženýry*. Vyd. 2., přeprac. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 1998. ISBN 978-80-01-03785-0.
- [18] ROTHGANGEL, A.S., S.M. BRAUN, A.J. BEURSKENS, R.J. SEITZ a D.T. WADE. The clinical aspects of mirror therapy in rehabilitation: a systematic review of the literature. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2011, **34**(1).
- [19] STANĚK, David. *Systém pro měření pohybů ruky*. Kladno, 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Mgr. Radim Krupička Ph.D.
- [20] THIEME, H. Mirror Therapy Improves Hand Function in Subacute Stroke: A randomized Controlled Trial. *Physioscience*. 2008, **4**(03), 135-136.
- [21] TIBBETTS, Paul. Phantoms in the Brain: Probing the Mysteries of the Human Mind . V. S. Ramachandran , Sandra Blakeslee. *The Quarterly Review of Biology*. 1999, **74**(3),

365-366. DOI: 10.1086/393234. ISSN 0033-5770. Dostupné také z: <http://www.journals.uchicago.edu/doi/10.1086/393234>

[22] Active Markers. *Qualisys* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://www.qualisys.com/accessories/active-markers/>

[23] V120-Trio. *Optitrack* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://www.optitrack.com/products/v120-trio/indepth.html>

[24] Passive markers. *Qualisys* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://www.qualisys.com/accessories/passive-markers>

[25] Optitrack software. *Optitrack* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://www.optitrack.com/software/>

[26] *Optitrack* [online]. [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: www.optitrack.com

[27] HD Pro Webcam C920. *Http://www.logitech.com* [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://www.logitech.com/en-us/product/hd-pro-webcam-c920>

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obrázek 1: Provedení zrcadlové terapie u pacientů po CMP..... | 12 |
| Obrázek 2: Provedení zrcadlové terapie u pacientů po amputaci končetiny..... | 13 |
| Obrázek 3: Datové rukavice..... | 15 |
| Obrázek 4: Aktivní značka..... | 16 |
| Obrázek 5: Pasivní značka | 17 |
| Obrázek 6: Hloubková kamera Kinect..... | 17 |
| Obrázek 7: Optitrack V120:Trio | 20 |
| Obrázek 8: Kamerový systém Optitrack na stativu Velbon a webkamera Logitech..... | 21 |
| Obrázek 9: HD Webkamera Logitech..... | 22 |
| Obrázek 10: Uživatelské rozhraní BradykAn | 23 |
| Obrázek 11: Umístění značek v úloze 1..... | 25 |
| Obrázek 12: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 1..... | 25 |
| Obrázek 13: Znázornění měřených úhlů v první úloze | 25 |
| Obrázek 14: Umístění značek v úloze 2..... | 26 |
| Obrázek 15: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 2..... | 26 |
| Obrázek 16: Znázornění měřených úhlů ve druhé úloze..... | 27 |
| Obrázek 17: Umístění značek v úloze 3..... | 27 |
| Obrázek 18: Schématické znázornění umístění kamer a značek při úloze 3..... | 28 |
| Obrázek 19: Znázornění měřených úhlů ve třetí úloze | 28 |
| Obrázek 21: Graf Wilcoxonova testu pro 1. úlohu | 34 |
| Obrázek 22: Graf Wilcoxonova testu pro 2. úlohu | 35 |
| Obrázek 23: Graf Wilcoxonova testu pro 3. úlohu | 36 |
| Obrázek 24: Dvouvýběrový t-test vybraných párů úloha 1 | 39 |
| Obrázek 25: Dvouvýběrový t-test vybraných párů úloha 2 | 40 |
| Obrázek 26: Dvouvýběrový t-test vybraných párů úloha 3 | 41 |

Seznam tabulek

| | |
|--|----|
| Tabulka 1: Vypočítané hodnoty průměrné odchylky systému..... | 32 |
| Tabulka 2: Rozdíl 1. a 2. měření pro pacienty s NT, resp. ZT..... | 33 |
| Tabulka 3: Vybrané dvojice pro úlohu 1..... | 37 |
| Tabulka 4: Vybrané dvojice pro úlohu 2..... | 38 |
| Tabulka 5: Vybrané dvojice pro úlohu 3..... | 38 |
| Tabulka 6: Výsledky Wilcoxonova testu při testování celého souboru dat | 42 |
| Tabulka 7: Výsledky t-testu při testování celého souboru dat | 42 |