

SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ POHYBU PRSTŮ U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU CHOROBOU

David Staněk, Radim Krupička, Zoltan Szabó, Slávka Vítečková, Evžen Růžička

Anotace

Parkinsonova nemoc (PN) je chronické neurogenerativní onemocnění postihující téměř 1 % populace ve věku nad 60 let. Klíčovým projevem PN je omezení pohyblivosti. Stádium postupu PN je nejčastěji popisováno pomocí škály UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale), jež zahrnuje finger-tapping (FT) test – test klepání prsty.

Vytvořili jsme měřicí systém s dvěma kamerami, který dokáže bez kontaktu s pacientem měřit prostorové souřadnice pasivních (bezdrátových) značek. Navrhli jsme a implementovali algoritmus pro jejich identifikaci a získání prostorových souřadnic s možností sledování. Systém generuje informace o poloze kulatých nebo polokulatých značek v reálném čase.

Funkčnost systému byla ověřena porovnáním s komerčním systémem OptiTrack. Náš systém je snadno použitelný, kompaktní a lehce přenositelný. K provozu využívá běžný počítač a je tak vhodný pro použití v běžné ordinaci.

Zařízení bylo úspěšně testováno na měření bradykineze na úloze FT testu. Bylo změřeno 22 pacientů s PN a 22 odpovídajících zdravých kontrol. Analyzované parametry dokázaly nejlépe rozlišit pacienty s PN a zdravé kontroly na základě parametru snížení amplitudy času a snížení maximální otevírací rychlosti (na hladině významnosti $p < 0.001$).

Klíčová slova

Snímání 3D pohybu, bradykineze, Parkinsonova nemoc, finger-tapping test, detekce značek, trasování značek

1. Úvod

Parkinsonova nemoc (PN) je chronické neurogenerativní onemocnění postihující téměř 1 % populace ve věku nad 60 let. Klíčovým projevem této nemoci je omezení pohyblivosti ve formě nazývané parkinsonický syndrom (PS). Ten se projevuje bradykinezí, rigiditou, klidovým třesem a posturální nestabilitou.

Bradykineze (zpomalení a zeslabení pohybu) je hlavním projevem PN [1], a je proto nejdůležitější pro diagnostiku a určení závažnosti onemocnění. V klinické praxi je pro ohodnocení bradykineze nejčastěji používána škála UPDRS [2]. Bradykineze je hodnocena subjektivně kvalifikovaným expertem pětistupňovou škálou.

Naším cílem je vytvořit systém a metodologii pro objektivní měření bradykineze v klinické praxi.

V současnosti je objektivní měření bradykineze limitováno velikostí a hmotností měřicího zařízení. Dříve publikované práce uvádějí použití akcelerometrů, gyroskopů [2] [3] [4], mechanických zařízení [5] a kamerových



Obrázek 1 — Kamerový systém během měření finger tapping testu

systémů využívajících aktivních, světlo emitujících značek [7]. Pro měření pohybových charakteristik se též používají standardní kamerové systémy [6]. Tyto systémy jsou pro měření nevyhovující, protože s jejich pomocí nelze získat prostorové polohy značek, amplitudu oddalování a rychlost pohybu. Akcelerometry, mechanická zařízení a gyroskopy mohou ovlivnit výsledky měření, neboť jejich hmotnost, tvar i případná kabeláž ovlivňuje samotný pohyb prstů.

Proto jsme se rozhodli využívat 3D kamerový systém s pasivními reflexními značkami. Běžně používaná zařízení pro snímání pohybu od výrobců jako Vicon, Optitrack a Motion analysis jsou určeny pro snímání celého těla a využívají více než 7 kamer. Další jejich nevýhodou je pak vysoká pořizovací cena. Oproti tomu námi vytvořený systém je malý, snadno přenositelný a je vhodný pro měření pohybu prstů v běžné klinické praxi (Obr. 1).

2. Motivace

Bradykineze se projevuje snížením amplitudy a rychlosti opakovaných pohybů [7] [8]. Tyto veličiny jsou hodnoceny UPDRS škálou zkušenými lékaři. UPDRS se skládá z několika pohybových testů:

- pohyby prstů – pacient klepe v rychlém sledu ukazováčkem na palec stejné ruky
- pohyby rukou – pacient zatíná a uvolňuje ruce v rychlém sledu
- otáčení rukou – pronace a supinace oběma rukama zároveň s co největším otočení
- pohyby nohou – pacient klepe co nejrychleji nohou o zem

Tyto testy jsou snadné a nevyžadují systémy pro snímání pohybu celého těla. Náš systém se dvěma kamerami je dostatečný pro testy, u kterých je potřeba

pouze několik značek. Značky jsou umísťovány na přesně popsaná místa na končetinách.

V našem výzkumu jsme se soustředili na test klepání prsty (finger-tapping test, dále FT), který je součástí UPDRS a ukazuje se jako nejlepší test pro výpočet parametrů bradykineze [9] [10]. Při FT testu vyšetřující instruuje pacienta, aby oddaloval a přibližoval palec a ukazováček stejné ruky s co největší frekvencí a amplitudou. Vyšetřující pohyb hodnotí z hlediska rychlosti a maximální vzdálenosti oddálení prstů v krátkém časovém intervalu.

3. Konstrukce systému

Během testu byla měřena rychlost a vzdálenost mezi prsty. První značka byla umístěna na kloub mezi prvním a druhým článkem palce, druhá na kloub mezi prvním a druhým článkem ukazováčku (viz Obrázek 2). Aby bylo možné získat jejich 3D souřadnice, musí být značky viditelné oběma kamerami. Maximální chyba měření je během FT testu 2 mm. Teoretická snímací frekvence byla 50 Hz a rozlišení kamer 640×480 pixelů. Detailní popis požadavků systému je popsán v [11]. Systém je navržený tak, aby byl schopný měřit i další podobné testy.

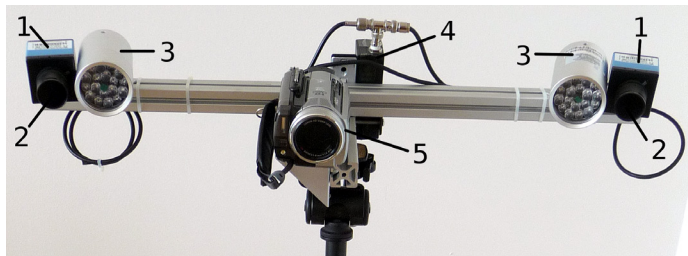


Obrázek 2 — Umístění pasivní značek na ruce

3.1. Hardware

Pro měření byla využita dvojice kamer DMK 21BF04.H s IR filtry, rozlišením 640×480 pixelů a snímací frekvencí 60 snímků za sekundu. Každá z kamer má vlastní zdroj infračerveného světla pro zvýšení viditelnosti reflexivních značek. K těmto kamerám byla ještě přidána HD kamera pro zhodnocení testu odborníkem. Kamery jsou synchronizovány externím zdrojem signálu. Vzdálenost mezi kamerami byla nastavena na 50 cm [11] a na obou kamerách byly použity čočky T 0412 FICS 1. Celý systém byl umístěn na stativ a připojen

knotebooku přes USB rozhraní (viz Obrázek 3). 3D souřadnice pak byly vypočítány v počítači na základě snímků z obou kamer. Aplikace byla napsána v jazycích C++ a C# a testována na operačním systému Microsoft Windows 7.



Obrázek 3 — Kamerový systém během měření finger tapping testu

3.2. Snímání obrazu a extrakce značek

Snímky z kamer byly synchronizovány pomocí generátoru signálu a aplikace k sobě přiřazuje odpovídající snímky. Značky jsou v obraze nalezeny jako nejsvětější bod. Pro nalezení značek je obraz oprašován a v obraze jsou v reálném čase označeny kandidáty na značky. Jelikož značky jsou polokulové, tak výsledný tvar se aproximujeme na kruh a je vypočítáno jeho těžiště (viz Obrázek 4).



Obrázek 4 — Kamerový systém během měření finger tapping testu

3.3 Získání 3D pozic značek

Před začátkem měření jsou kamery kalibrovány pomocí šachovnice. Uživatel pohybuje před kamerou šachovnicí a nastavuje kamerám šachovnici v různých pozicích. Aplikace šachovnici automaticky detekuje a jakmile má dostatek potřebných parametrů skončí. Pro kalibraci a redukci rozostření byla použita knihovna OpenCV [12].

Pro získání 3D souřadnic z obrazu je nejprve nutné spárovat snímky z obou kamer. Nejdříve se vypočítá fundamentální matice F , která se získá z vnějších kamerových kalibračních parametrů. Z F jsou vypočítány epipolární linie pro každou značku. Pokud dva kandidáti na značky $u = (x_u, y_u)$ (z první kamery) a $u = (x_v, y_v)$ (z druhé kamery) sobě odpovídají, leží na stejné epipolární linii a platí,

	$uFv \leq k$	(1)
--	--------------	-----

Kde hodnota k se blíží nule. Podle hodnoty velikosti k získáváme možné páry značek z obou kamer.

Poté dochází k výpočtu 3D trajektorie značek. Algoritmus rozezná, která značka ze snímku odpovídá značce v dalším snímku. Pro predikci polohy na trajektorie T v čase $(n + 1)$ platí následující vztah:

	$T_{n+1} = T_n + \frac{T_n - T_{n-1}}{2}$	(2)
--	---	-----

Implementovaný algoritmus provádí přiřazení snímků a výpočet trajektorie zároveň. Pro každou dvojici ze vztahu (1) vypočítáváme 3D souřadnice a vytváříme matici D, u které:

	$D_{i,j,n} = \begin{cases} 1 + d_{\max} & - & u_i F v_j > k \\ T_n, P(u_i, v_j) & - & u_i F v_j \leq k \\ 1 + d_{\max} & - & T_n, P(u_i, v_j) > d_{\max} \end{cases}$	(3)
--	---	-----

Kde $|T_n, P(u_i, v_j)|$ je vzdálenost mezi předpokládanou a současnou 3D pozicí značky, i a j jsou indexy značek v pořadí zleva doprava, a n je počet trajektorií. Algoritmus vypočítává minimální páry z matice [13]. Pokud jsou stále obsaženy nepoužité značky, vytvoří se nová trajektorie.

3.4 Validace kamerového systému

Přesnost kamerového systému záleží na velikosti snímané scény, která se liší podle měřené úlohy. Pro FT byla experimentálně určena scéna o velikosti 40 cm x 40 cm x 40 cm. Kamerový systém byl kalibrován s re-projekční chybou menší než 0,5 mm. Validace probíhala 3 způsoby.

Nejprve jsme měřili vzdálenost dvou značek v prostoru. Tento test zhodnocoval stálost měření v čase. Systém měřil značky ve vzdálenosti 5, 10 a 15 cm. Před kamerami se pohybovalo se značkami v daném prostoru, který je rozdělen do malých krychlí o velikost 2 cm³, dokud není 90 % tohoto prostoru pokryto pohybem. Směrodatná odchylka byla při tomto testu 0,04 cm. Výsledky jsou v Místo pro Tab. 1 .

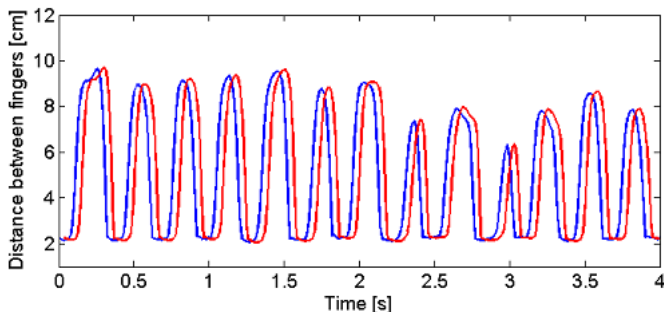
Vzdálenost [cm]	Průměrná vzdálenost [cm]	Směrodatná odchylka [cm]
5	5,00	0,03
10	10,01	0,04

Vzdálenost [cm]	Průměrná vzdálenost [cm]	Směrodatná odchylka [cm]
15	15,01	0,04

Tabulka 1 — Chybovost měření

Poté jsme ověřovali autenticitu naměřených výsledků. Porovnávali jsme výsledky s komerčním systémem Optitrack. Oba systémy zároveň snímaly pohyb jedné značky v prostoru, dokud nebylo pokryto 90% tohoto prostoru. Bylo nasnímáno přibližně 600 pozic. Jelikož každý systém používal jiný souřadnicový systém, tak jsme použili algoritmus popsáný v [14] pro výpočet transformační matice. Poté jsme spárovali odpovídající značky a zjistili, že jejich průměrná vzdálenost je 0,04 cm a odchylka je 0,03 cm.

Nakonec naše testy ukázaly, že snímací frekvence 60 Hz je dostatečná pro FT. Měřili jsme vzdálenost mezi palcem a ukazováčkem 20 zdravých lidí, kteří dělali FT. Pohyb byl zaznamenáván naším systémem a systémem Optitrack. Porovnali jsme maximální vzdálenosti mezi prsty a zjistili, že rozdíl v měření použitých systémů je 0,05 cm s odchylkou 0,03 cm (viz Místo pro Obrázek 5). Tato odchylka je dostatečně malá pro využití systému pro měření FT, maximální chyba byla určena na 0,2 cm.



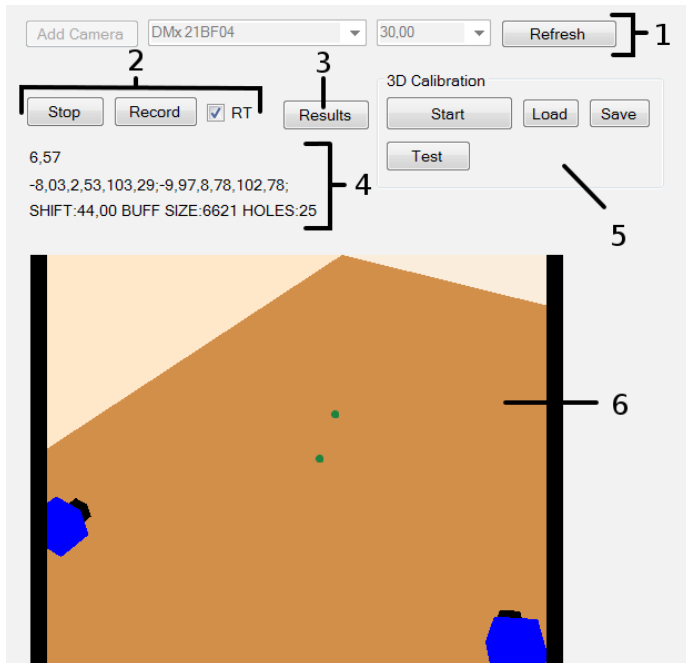
Obrázek 5— Vzdálenost oddálení prstů naměřená naším systémem a systémem Optitrack; Grafy jsou posunuté o 0,04 s

4. Aplikace pro snímání obrazu

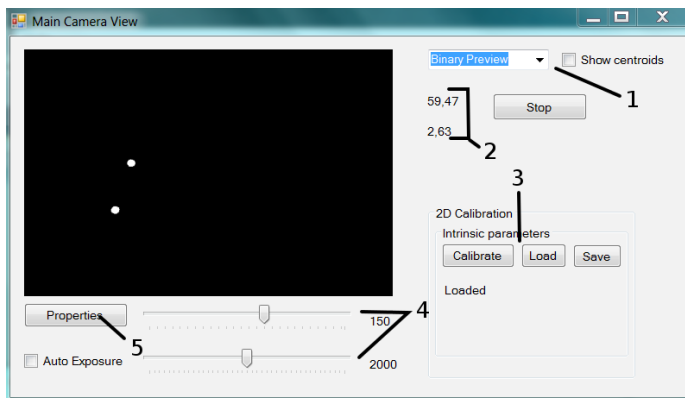
Aplikace pro snímání obrazu je dostatečně jednoduchá, aby byla použita pro různá měření pohybu.

Okno aplikace je rozděleno do tří částí. V hlavní část se nachází 3D virtuální scéna, kde se zobrazují jak naměřené značky, tak kamery (viz Obrázek 6). Uživatel může nahrávat obraz, kalibrovat systém a zobrazit výsledky měření. Tlačítko „results“ spouští externí skript, který ukáže výsledky měření. Aplikace generuje pozice značek a ukládá je do souboru. Uživatel pak může změnou externího skriptu zobrazit celé měření nebo jeho část.

V dalším okně se nachází obraz kamery (viz Obrázek 7). Pokud je scéna



Obrázek 6 — Hlavní okno aplikace: 1) Výběr kamery, 2) start a stop snímání, 3) Výsledek měření, 4) Informace o měření, 5) Externí parametry z kalibrace, 6) 3D scéna



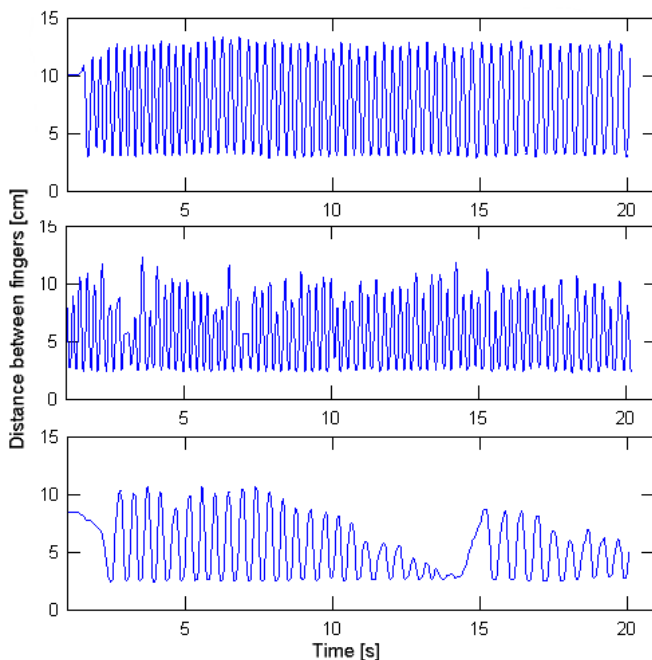
Obrázek 7 — Okno pro obraz z kamery - 1) zobrazovací mód, 2) frekvence snímků, 3) kalibrační menu, 4) expoziční a prahování, 5) nastavení kamery

přeexponovaná, uživatel může nastavit expozici a práh tak, aby byly vidět všechny značky. Obraz z kamery se může zobrazovat ve třech módech: stupně šedi, pouze zobrazení značek a bez zobrazení značek.

5. Experimenty

Systém byl otestován na 22 (12 žen) pacientech s ranou či střední fází PN, průměrná hodnota Hoehn & Yahr byla 2,05 (rozsah 1–2,5) [15], průměrné UPDRS FT hodnocení 1,5 (rozsah 0–3), průměrný věk pacientů byl 64 (48–82), průměrná délka nemoci 9,3 (1–24 let). Kontrolních norem (KN) bylo naměřeno 22, z toho 12 žen, průměrný věk byl 65 (50–82), všechny normy byly bez neuropsychiatrického postižení a bez poruchy pohyblivosti horních končetin. Každý subjekt byl testován v ON stavu. FT probíhal na každé ruce po 20 sekund. OFF stav [15] byl dosažen 12 hodinovým vysazením medikace, ON stav pak hodinu a půl po podání medikace. UPDRS položka 23 (FT hodnocení) byl zhodnocen jak z videonahrávek jak pro kontrolní skupinu, tak pro pacienty dvěma experty.

Subjekty byly vyšetřovány na Neurologickém oddělení 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Po posouzení vzdálenosti mezi palcem a ukazováčkem byly vypočítány vlastnosti pohybu jako: frekvence, maximální vzdálenost prstů,

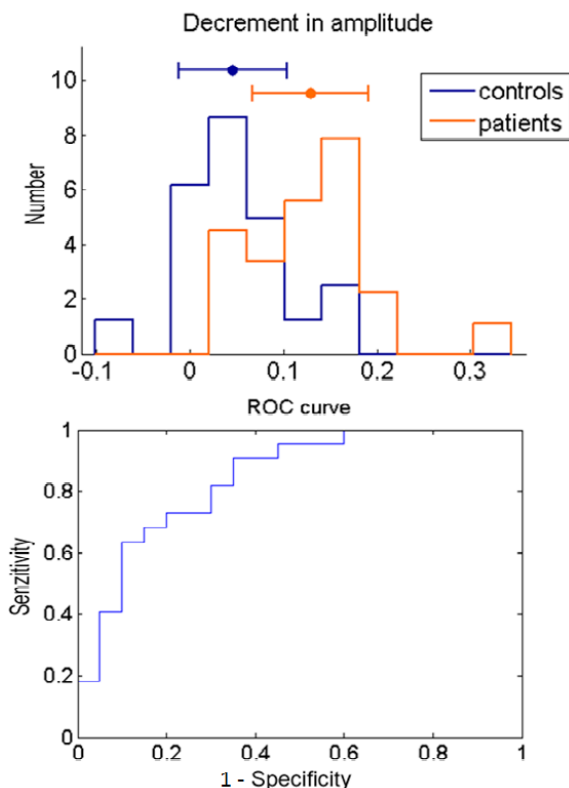


Obrázek 8 — Příklad měření FT u zdravého pacienta - nahoře, a dvou pacientů s PN, v prostředku FT rank 2, dole FT rank 3; test trval 20s

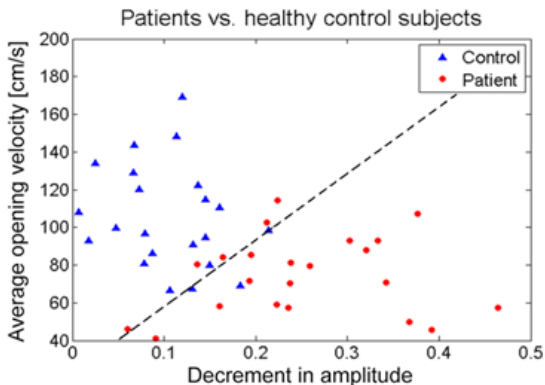
rychlost otevírání a uzavírání prstů a u nich byly vypočítány parametry průměr, odchylka a pokles. Tyto parametry byly dále analyzovány a využity pro rozlišení zdravého subjektu a pacienta s PN (viz Místo).

Pro parametry vypočítané ze vzdálenosti mezi dvěma značkami byla spočítána ROC analýza a plocha pod koncentrační křivkou ukázala, že důležité parametry rozlišující pacienty s PN a KN jsou průměrná rychlost otevření ($AUC = 0,77$) a pokles v maximální vzdálenosti prstů ($AUC = 0,87$). ROC křivka a histogram pro pokles maximální vzdálenosti prstů jsou v Místo pro obr. 2. Parametry byly zvoleny algoritmem sekvenčně dopředného výběru. Spearmanův korelační koeficient mezi těmito dvěma parametry byl 0,2. Wilcoxonův test zamítl nulovou hypotézu o stejných mediánech kontrolních subjektů a pacientů s PN na hladině spolehlivosti 0,1% pro oba parametry.

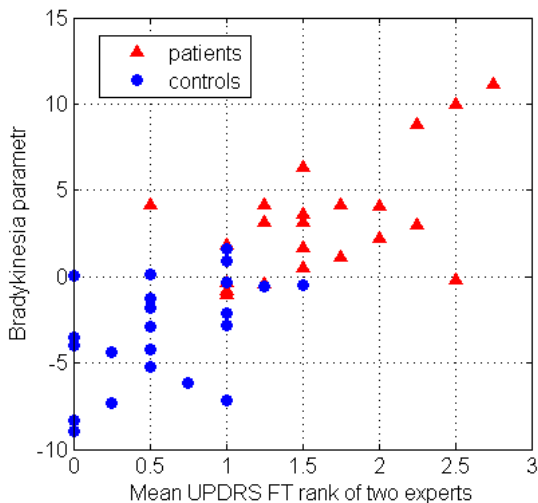
Kombinace výše zmíněných parametrů odděluje zdravé a pacienty s PN lépe než použití pouze jednoho parametru ($AUC = 0,94$). Rozdělení dat je zobrazeno



Obrázek 9 — Histogram a ROC křivka s útlumem amplitudy



Obrázek 10 — Výsledek měření FT získaný naším systémem



Obrázek 11 — Korelace průměrného UPDRS FT hodnocení dvou expertů s vypočítanými parametry bradykineze - rychlostí otevírání a útlumem amplitudy

v Obr. 11. Korelace tohoto parametru s průměrným FT hodnocením je zobrazena v Chyba: zdroj odkazu nenalezen. (Spearmanův koeficient je 0,75 a $p < 0,001$). Podrobný popis parametrů a výsledky budou publikovány samostatně.

6. Závěr

Vytvořili jsme systém pro snímání obrazu a 3D měření pohybu prstů. Systém se skládá ze dvou kamer, dvou IR zářičů a je připojen k běžnému notebooku

přes USB. Systém je snadno přenositelný, využívá pasivní značky a může být upraven k měření libovolných úloh, při kterých budou značky viditelné pro kameru. Systém byl validován a experimentálně byla určena jeho chybovost. Funkčnost kamerového systému byla ověřena při vyšetření v ambulanci lékaře.

Poděkování

Práce byla podpořena grantem NT 14181 Ministerstva zdravotnictví ČR.

Literatura

- [1.] Espay, Alberto J., et al. (2011). Differential response of speed, amplitude, and rhythm to dopaminergic medications in Parkinson's, 26(14), 2504-2508. DOI: 10.1002/mds.23893.
- [2.] Fahn, S., R.L. Elton a A. U. P. Memebbers (1987). Unified Parkinson's disease rating scale. Macmillan Healthcare Information Florham Park, NJ: Recent Developments in Parkinson's disease, edited by S. Fahn, C.D. Marsden, M.Goldstein and D.B. Calne,(2), 153-163, 293-304.
- [3.] Yokoe, M., et al. (2009) Opening velocity, a novel parameter, for finger tapping test in patients with Parkinson's disease., 15(6), 440-444. ISSN: 1353-8020.
- [4.] Calautti, C.a, et al. (2006) Quantification of index tapping regularity after stroke with tri-axial accelerometry. 70(1), 1-7.
- [5.] Patel, Shyamal, et al.(2006) Analysis of the Severity of Dyskinesia in Patients with Parkinson's Disease via Wearable Sensors. In: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, s. 123-26. ISBN: 0-7695-2547-4 DOI: 10.1109/BSN.2006.10.
- [6.] Grandez, K., et al. (2010) Sensor device for testing activities in Parkinson and ALS patients.
- [7.] Lainscsek, C., et al. (2012) Finger tapping movements of Parkinson's disease patients automatically rated using nonlinear delay Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science.
- [8.] Jobbágy, A., et al. (2005) Analysis of finger-tapping movement., 141(1), 29-39.
- [9.] VAN HILTEN, J. J., et al. (1998) Bradykinesia and hypokinesia in Parkinson's disease: what's in a name? 105(2-3), 229-237.
- [10.] Espay, Alberto J., et al. (2009) Impairments of speed and amplitude of movement in Parkinson's disease: a pilot study. 24(7), 1001-1008. DOI: 10.1002/mds.22480.
- [11.] Goetz, C.G. a G.T. Stebbins (2004). Assuring interrater reliability for the UPDRS motor section: Utility of the UPDRS teaching tape. 2004, 19(12), 1453-1456.
- [12.] Agostino, R., et al. (1998) Clinical impairment of sequential finger movements in Parkinson's disease. 1998, 13(3), 418-421.
- [13.] Krupička, R., Z. Szabó a M. Jiřina (2011). Motion Camera System for Measuring Finger Tapping in Parkinson's Disease. In: IFMBE Proceedings. Berlin: Springer Science+Business Media, 2011., s. 846-49. ISBN: 978-3-642-23507-8 ISSN: 1680-0737. Dostupné také z: <http://www.springerlink.com/content/978-3-642-23507-8/>
- [14.] Bradski, G. a A. Kaehler (2008). Learning OpenCV Computer Vision with the OpenCV Library. O'Reilly Media, ISBN: 978-0-596-51613-0.
- [15.] Burkard, R., M. Dell'amico a S. Martello (2009). Assignment Problems. Society for Industrial and Applied Mathematics, ISBN: 0898716632.

- [16.] Arun, K. S., T. S. Huang a S. D. Blostein (1987) *Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets.*,(5), 698-700.
- [17.] Goetz, Ch. G., et al. (2008) *Movement Disorder Society (MDS) - Unified Parkinson's Disease Rating Scale*. 2008. [online]. Dostupné také z: <http://www.movementdisorders.org/UserFiles/New%20UPDRS%207%203%2008%20final.pdf>
- [18.] Langston, J.W., et al. (1992) *Core assesment program for intracerebral transplantation (CAPIT)*. *Movement disorders*,(7), 2-13. doi: 10.1002/mds.870070103.

Kontakt:

Radim Krupička

Katedra biomedicínské informatiky
Fakulta biomedicínského inženýrství
České vysoké učení technické v Praze
nám. Sítná 3105, 27201 Kladno
e-mail: krupicka@fbmi.cvut.cz

David Staněk

Katedra biomedicínské informatik
Fakulta biomedicínského inženýrství
České vysoké učení technické v Praze
nám. Sítná 3105, 27201 Kladno

Zoltan Szabó

Katedra biomedicínské informatiky
Fakulta biomedicínského inženýrství
České vysoké učení technické v Praze
nám. Sítná 3105, 27201 Kladno
e-mail: szabo@fbmi.cvut.cz

Slávka Vítečková

Katedra biomedicínské informatiky
Fakulta biomedicínského inženýrství
České vysoké učení technické v Praze
nám. Sítná 3105, 27201 Kladno

Evžen Růžička

Neurologická klinika 1. lékařské fakulty
Univerzity Karlovy a všeobecné fakultní
nemocnice v Praze
Kateřinská 30, 120 00 Praha
e-mail: eruzi@lf1.cuni.cz