

Właściwości Inteligentnych Mobilnych Czujników Ruchu (IMCR) – zastosowanie w medycynie i sporcie

Characteristics of Intelligence Motion Sensors IMCT – application in medicine and sport

Kazimierz Frączkowski¹, Krzysztof Sikora², Tymoteusz Pyszczyk¹

¹ Instytut Informatyki, Politechnika Wrocławska, ul. Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, tel. +48 71 320 35 16 e-mail: kazimierz.fraczkowski@pwr.wroc.pl

² IMMD Health Instytut Technologii Mobilnych i Usług w m-Zdrowiu Sp. z o.o., ul. Duńska 9, 54-427 Wrocław

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań dotyczących właściwości Inteligentnych Mobilnych Czujników Ruchu (IMCR), ich zastosowania w rehabilitacji oraz monitorowaniu sylwetki, w odniesieniu do odwzorowania rzeczywistego ruchu człowieka. Dane rejestrowano za pomocą czujników weryfikujących poprawność danych przesyłanych z IMCR, które umieszczano na wybranych obszarach ciała. Dane te są podstawą do budowy trójwymiarowego modelu osoby badanej. Ideą badań jest opracowanie metod wizualizacji odwzorowujących ruch człowieka. Możliwości techniczne i funkcjonalność systemu mogą znaleźć zastosowanie m.in. w medycynie i sporcie.

Słowa kluczowe: czujnik ruchu, model trójwymiarowy, wizualizacja, m-zdrowie, kąty Eulera, detektor Harissa

Abstract

The paper presents the results of examinations concerning the properties and possibilities of application of the Mobile Intelligence Motion Sensor (IMCR) in the rehabilitation and monitoring of the human posture. The verification of the human motion was made in relation to the real human gesticulations. The present study is based on data collected from cameras that are used to verify the information submitted by means of IMCR. Sensors were placed on the selected regions of the human body. These data are helpful in the elaboration of three-dimensional model for visualization of human motion. The technical capabilities and functionality of the system may find application in medicine and sport.

Key words: intelligent motion sensor, three-dimensional model, visualization, m-health, Euler angles, Harris Corner Detector

Wprowadzenie

Kiedy wydłuża się średnia długość życia, należy oczekiwać, że będzie narastała skala problemów związanych z zaburzeniami równowagi oraz potrzeba rehabilitacji osób starszych. W ostatnim dziesięcioleciu średnia wieku ulegała wydłużeniu i wynosiła w UE w 2008 r. 76,4 roku w przypadku mężczyzn i 82,4 roku w przypadku kobiet. Z drugiej jednak strony średnia liczba lat zdrowego życia rosła w dużo wolniejszym tempie i wynosiła 60,9 roku w przypadku mężczyzn oraz 62 lata w przypadku kobiet. Już dziś w Polsce mamy ponad 5 mln osób powyżej 65 roku życia oraz ponad 500 tys. osób niepełnosprawnych [1]. Zaburzenia równowagi człowieka w procesie starzenia się i przebiegu różnych chorób wymagają diagnostyki, a w wielu przypadkach rehabilitacji. Obszerna literatura dotycząca symptomów zaburzeń równowagi oraz stosowane działania terapeutyczne z uwagi na ich niejednorodność i niespecyficzność zostały opisane m.in. w pracach [2-4]. Zaburzenia równowagi objawiają się trudnością w utrzymaniu prawidłowej pozycji ciała, niestabilnymi ruchami i chodem oraz w sposób jednoznaczny wpływają na jakość życia. Ten ostatni aspekt jest podnoszony we wniosku do Rozporządzenia Parlamentu Europejskiego i Rady w sprawie ustanowienia programu „Zdrowie na rzecz wzrostu gospodarczego”, trzeciego wieloletniego programu działań UE w dziedzinie zdrowia na lata 2014-2020 [5]. Właśnie, aby wydłużyć średnią liczbę lat zdrowego życia, należy podjąć szereg działań wskazanych w powyższym dokumencie, m.in. jest to wspieranie europejskiego partnerstwa na rzecz innowacji sprzyjającej aktywnemu starzeniu się w dobrym zdrowiu.

Celem pracy jest poszerzenie możliwości diagnostycznych na podstawie technologii mobilnych oraz zastosowania IMCR w telerehabilitacji. Możliwości zastosowania IMCR do diagnostyki posturalnej człowieka porównano

z możliwościami technologii *motioncapture* (*motiontracking*, *mocap*). Jest to termin używany do opisanego procesu rejestracji ruchu oraz jego „przetłumaczenia” na pewien cyfrowy model. Innymi słowy „mamy do czynienia z pomiarem pozycji danego obiektu w przestrzeni fizycznej i zapisania tych informacji w formie danych akceptowalnych przez komputer. Ogólnie obiektem może być zarówno człowiek, twarz, jak i inny element sceny” [6]. Zadania systemów *mocap* zależą od zastosowanej dziedziny. Firma Acclaim rozwinęła system na bazie zebranych informacji o położeniu znaczników przypiętych do człowieka. Dane pobierane są równolegle z wielu kamer. Na podstawie odczytów ze wszystkich kamer jesteśmy w stanie zamodelować trójwymiarowy ruch człowieka. Obecnie jest to standardowa technika *motioncapture*, jednak jej użytkowanie przysparza wiele problemów, chociażby ze względu na konieczność przygotowania i wyposażenia odpowiedniego pomieszczenia, wysokie koszty wdrożeniowe. Jej wadą jest również wysoka wrażliwość na oświetlenie i możliwe przekłamania po przesłonięciu znaczników, np. ręką w trakcie ruchu. Zachodzi więc pytanie, czy można animować ruchy całej sylwetki człowieka, jej dynamikę na podstawie innej techniki, dzięki której będzie można bezpośrednio z poszczególnych części sylwetki człowieka przesyłać informacje o ich położeniu. Jest to postawienie problemu odwrotnego do techniki *motioncapture*, tak aby wykorzystywane w tej technice znaczniki odbłaskowe, które analizuje kamera, miały określoną inteligencję, dzięki której kamery staną się zbędne, a tym samym można będzie wykonywać pomiary w pomieszczeniach i w przestrzeni otwartej, czyli w warunkach mobilnych. W tym celu opracowano innowacyjny projekt Inteligentnego Mobilnego Czujnika Ruchu, który jest przedmiotem niniejszej pracy.

System o możliwościach technologii *motioncapture* oparty na IMCR

Projekt opiera się na założeniu, że współczesne technologie teleinformatyczne oraz stan mikroelektroniki pozwalają na zbudowanie takiego systemu, który jest zdolny do bezprzewodowego przesyłania informacji dotyczącej położenia oraz dynamiki strategicznych punktów ciała człowieka do komputera. Elementem systemu odpowiedzialnym za dostarczenie powyższych danych jest Inteligentny Mobilny Czujnik Ruchu (IMCR), który pobiera dane na podstawie zintegrowanego zespołu czujników rozmieszczonych w wybranych punktach ciała człowieka (rys. 1). Na tej podstawie generowane jest odwzorowanie ruchu człowieka.

Dzięki niewielkim rozmiarom czujnika (55 x 25 x 10 mm), możliwe jest jego umieszczenie w dowolnym miejscu na ciele człowieka. Do mocowania służą różnej długości opaski mające kieszonkę przystosowaną do IMCR (rys. 2). Urządzenie zasilane jest akumulatorem.

Z uwagi na niski pobór prądu przez elementy konstrukcji i przesyłanie danych drogą radiową, praca czujnika w warunkach mobilnych liczona jest w godzinach. Oprogramowanie IMCR pozwala na wstępne przetwarzanie danych z czujników i przesyłanie zintegrowanych danych w postaci ramek do odbiornika, który pracuje w porcie USB komputera.

Jednym z elementów wizualizacji ruchu jest konstrukcja trójwymiarowego hierarchicznego modelu [1, 7] opartego na szkielecie człowieka. Model ten został zbudowany za pomocą programu Blender (do tworzenia grafiki i animacji 3D). Przyjęto założenie, iż szkielet nie ulega niepożądanym deformacjom, a jego elementy, czyli kości, traktowane są jako bryły sztywne (niezmieniające swoich rozmiarów w czasie). Szkielet złożony z kości oraz stawów świetnie nadaje się do dokładnego odwzorowania ruchu człowieka.



Rys. 1 Ekran programu do odtwarzania ruchów sylwetki człowieka na podstawie danych pobranych z zainstalowanych w wybranych miejscach ciała inteligentnych czujników ruchu



Rys. 2 Czujnik IMCR umieszczony na ręce

Istotną kwestią jest wybór charakterystycznych miejsc (kość łokciowa, kość ramieniowa, kość piszczelowa, kość udowa) i umiejscowienie czujnika oraz stawów w taki sposób, by nie doprowadzać do niepotrzebnego przyrostu obliczeń przy utrzymaniu tej samej jakości wygenerowanego odwzorowania ruchu. Należy zaznaczyć, że wybór optymalnej liczby kości i stawów w przypadku zastosowanej techniki jest szczególnie ważny, gdyż bezpośrednio wpływa na liczbę wymaganych czujników. Kolejnym zabiegiem, o którym nie wolno zapomnieć, jest hierarchizacja modelu. Wpływa ona na płynność i jakość odwzorowania kosztem złożoności obliczeniowej. Hierarchizacja organizuje kości człowieka w grupy, w których to występują relacje „starszeństwa kości”, np. kości palców (paliczki), są podrzędne względem kości łokciowej, która z kolei jest podrzędna względem kości ramienia. W tej grupie (w koń-

czynnie górnej) funkcję najstarszej kości pełni kość łopatkowa. Zdefiniowanie relacji zachodzącej pomiędzy kośćmi jest pomocne podczas generowania ruchu, gdyż określa, od której kończyny powinno się wyliczać nową pozycję. Im kość jest „starsza” w hierarchii, tym większy ma wpływ na położenie pozostałych. Dlatego najstarsza kość powinna być rozpatrywana jako pierwsza. W systemie rolę najstarszej kości odgrywa kość miedniczna, której umiejscowienie w płaszczyźnie jest punktem zerowym (0,0,0).

Zależności w przestrzeni oparte są na tzw. kątach Eulera, za pomocą których można jednoznacznie określić wzajemną orientację kartezjańskich układów współrzędnych o jednakowej skrętności w trójwymiarowej przestrzeni euklidesowej. Idea kątów Eulera opiera się na założeniu, iż dowolny układ współrzędnych $Oxyz$ można przekształcić w układ $Ox'y'z'$ poprzez złożenie trzech obrotów wokół osi układu. Są one definiowane przez następujące kąty:

- φ – kąt mierzony od osi x do osi węzłów w kierunku osi z ,
- ψ – kąt mierzony od osi węzłów w do osi x' w kierunku osi z' ,
- θ – kąt mierzony od osi z do z' w kierunku wyznaczonym przez oś węzłów w .

A_1 , A_2 , A_3 są to macierze przekształceń liniowych dla trzech kątów Eulera (1) (2) (3). Na podstawie tych trzech macierzy można wyliczyć całkowitą macierz przekształcenia liniowego (4) [8].

$$A_1 = \begin{bmatrix} \cos \varphi & \sin \varphi & 0 \\ -\sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$A_3 = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$A = A_3 A_2 A_1 = \begin{bmatrix} \cos \varphi \cos \psi - \sin \varphi \sin \psi \cos \theta & \sin \varphi \cos \psi + \cos \varphi \sin \psi \cos \theta & \sin \psi \sin \theta \\ -\cos \varphi \sin \psi - \sin \varphi \cos \psi \cos \theta & \sin \varphi \sin \psi + \cos \varphi \cos \psi \cos \theta & \cos \psi \sin \theta \\ \sin \varphi \sin \theta & -\cos \varphi \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (4)$$

W badaniach zastosowano 5 czujników. Czujniki w trybie ciągłym z określoną częstotliwością próbkowania wysyłają informację dotyczącą położenia, która jest odbierana przez odbiornik instalowany w porcie USB. Przesunięcie odpowiednich części ciała na obszarze projekcji jest dokonywane poprzez wykasowanie starej pozycji i narysowanie danego elementu w nowo wyliczonym miejscu. Dane przesłane przez IMCR przedstawione są jako kąty Eulera.

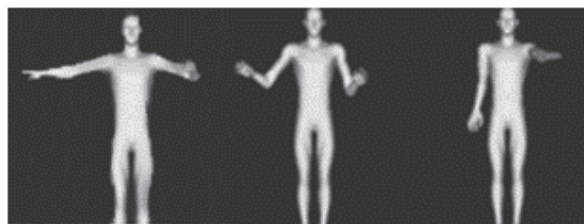
Badanie poprawności odwzorowania przy pomocy IMCR

Przeprowadzone badania miały na celu zweryfikowanie, na ile wygenerowany ruch odpowiada ruchowi rzeczywistemu. Weryfikacja wymagała zestawienia nagrania filmu, na którym widać osobę korzystającą z aplikacji do animacji wygenerowanej przez aplikację testującą. Działanie to pozwoliło na wstępne sprawdzenie wzajemnej zgodności modeli. W celu dokładnego porównania wytworzonych ob-

razów konieczna jest kalibracja kamery. Pozwala nam umieścić wirtualny model w odpowiedniej pozycji poprzez wyodrębnienie interesujących nas parametrów. W chwili, gdy mamy pewność, że modele znajdują się dokładnie w tym samym punkcie odniesienia, otrzymujemy możliwość nałożenia na siebie obrazów, co zwiększa możliwości porównania modelu z rzeczywistym ruchem człowieka.

Badanie poprawności odwzorowania nr 1 – porównanie kątów

Badanie to jest badaniem poprawności odtworzenia sylwetki na podstawie porównywania kątów nachylenia górnych kończyn ciała w obrazach wygenerowanych przez aplikację i zdjęć z kamery (w tej samej chwili wykonano zarówno zdjęcie użytkownika noszącego czujniki, jak i zarejestrowano obraz generowany przez aplikację). Przebadano 3 powstałe w ten sposób pary obrazów różniące się pozycją badanych kończyn górnych. Wybrane zostały 3 pozycje przedstawione na rysunku 3.



Rys. 3. Badane pozycje ciała

Następnie wyznaczano interesujące nas kąty na wybranych modelach i porównywano je w parach przedstawiających tę samą pozycję.

Analizując tabelę 1, można zauważyć, iż różnica pomiędzy wyznaczonymi kątami w badanych parach odpowiadających sobie obrazów jest niewielka. Błąd w stosunku do możliwego zakresu ruchu wynoszącego do 180° oscyluje w granicy 1%. Różnica w kącie nachylenia jest zawsze porównywalna, waha się między 1 a 2 stopniami, a wygenerowany model zawsze charakteryzuje się większym kątem. Może to wynikać z błędnej kalibracji bądź wpływu ruchu ubrań oraz mięśni na pomiar kątów nachylenia.

Tabela 1. Wynik badania dokładności na podstawie różnicy kątów

Pozycja	Kąt na modelu z systemu IMCR		Kąt na modelu z kamery		Różnica	
	Lewa ręka	Prawa ręka	Lewa ręka	Prawa ręka	Lewa ręka	Prawa ręka
1	71°	84,5°	70°	86°	1°	1,5°
2	69°	29°	67°	29°	2°	0°
3	0°	103,5°	0°	102°	0°	1,5°

Badanie poprawności odwzorowania nr 2 – Śledzenie

zmian położenia ustalonych punktów charakterystycznych Kolejną techniką jest śledzenie zmian położenia punktów charakterystycznych (przykładowe punkty charakterystyczne na rysunku 4).



Rys. 4 Wyznaczone punkty charakterystyczne na modelu

Punkty charakterystyczne wykrywane są za pomocą metody zwanej detektorem Harrisona [9]. Jest to popularna metoda wykrywania punktów charakterystycznych. Swoją popularność zawdzięcza m.in. wysokiej odporności na: zakłócenia, rotacje, skalę czy różnicę oświetlenia. Mechanizm detektora Harrisona jest oparty na funkcji lokalnej autokorelacji sygnału, która bazuje na założeniu, iż pomiarom ulegają jedynie lokalne zmiany sygnału wraz z przesunięciami o drobną wartość w różnych kierunkach. Posługując się zapisem formalnym, przy danym przesunięciu $(\Delta x, \Delta y)$ i punkcie (x, y) funkcja autokorelacji przyjmuje postać:

$$c(x, y) = \sum_W [I(x_i, y_i) - I(x_i + \Delta x, y_i + \Delta y)]^2 \quad (5)$$

$$c(x, y) = \sum_W [I(x_i, y_i) - I(x_i + \Delta x, y_i + \Delta y)]^2 \quad (6)$$

$$c(x, y) = [\Delta x \Delta y] C(x, y) \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (7)$$

gdzie I oznacza funkcję obrazu, a (x, y) odpowiadają punktom okna o środku w punkcie (x, y) . Przesunięty obraz jest z kolei aproksymowany przez okrojone wyrażenie Taylora (8).

$$I(x_i + \Delta x, y_i + \Delta y) \approx I(x_i, y_i) + [I_x(x_i, y_i)I_y(x_i, y_i)] \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (8)$$

Macierz $c(x, y)$ (5, 6, 7) opisuje gęstość lokalnej struktury sąsiedztwa. Niech λ_1, λ_2 będą wartościami własnymi macierzy $c(x, y)$ dla wektorów własnych macierzy $c(x, y)$, będących krzywiznami głównymi funkcji I w punkcie (x, y) . W tym momencie mamy trzy przypadki do rozpatrzenia:

1. Zarówno λ_1 , jak i λ_2 mają niską wartość, więc otrzymujemy płaską lokalną funkcję autokorelacji, oznaczającą, że wybrany obraz charakteryzuje się równomierną gęstością lokalnej struktury sąsiedztwa.
2. Gdy jedna z wartości własnych jest niska, a druga wysoka można przypuszczać, iż mamy do czynienia z krawędzią (lokalne przesunięcia charakteryzują się tym samym kierunkiem, powodując niewielkie zmiany w $c(x, y)$ i znaczące zmiany w kierunku ortogonalnym).
3. Jeśli obydwie wartości własne są wysokie, a funkcja autokorelacji posiada dla punktu (x, y) ostre ekstremum, wtedy można przypuszczać, iż mamy do czynienia z punktem charakterystycznym.

Przebieg badania

W kolejnych klatkach/obrazach porównano położenie odpowiadających sobie punktów charakterystycznych. Obrazy pobierano z sekwencji wideo nagranej kamerą oraz z animacji modelu człowieka wygenerowanej przez aplikację. Wybrano daną pozycję początkową (pozycja A) i grupę pikseli (zapisano ich wartości bądź ich średnie wartości). Następnie zmieniono pozycję (pozycja B) i znajdowano piksele, sugerując się zapamiętanymi wcześniej wartościami. Na tej podstawie wyliczono zmiany położenia, jakie nastąpiły w obrazie wygenerowanym i nagrany. Niestety, technikę tę nie zawsze można zastosować, ponieważ czasami dopasowanie do siebie punktów na kolejnych zdjęciach okazuje się niemożliwe. Najczęściej dzieje się tak z powodu dużej różnicy wartości pikseli w skali szarości spowodowanej np. zmianą oświetlenia.

Tabela 2. Wyniki badania dokładności na podstawie punktów charakterystycznych

Nr punktu	Pozycja	Model z systemu IMCR	Obraz z kamery	Odległość	Różnica modeli
1	A	472.57 px	468.144 px	4.87 px	0.01 px
	B	71.53 px	75.14 px	4.88 px	
	Droga (A-B)	401.04 px	393.004	-----	8.036 px
2	A	100.5 px	135.72 px	35.22 px	1.99 px
	B	420.8 px	453.103 px	33.23 px	
	Droga (A-B)	-320.3 px	-317.383 px	-----	-2.917
3	A	65.43 px	80.27 px	15.16 px	10.03 px
	B	195.56 px	170.37 px	25.19 px	
	Droga (A-B)	-130.13	-90.1	-----	-40.03

Badanie miało na celu sprawdzenie poprawności zmian położenia na podstawie danych z mobilnych czujników. Tabela 2 odnosi się do obrazów o wymiarach 465 x 554 mm i określa położenie punktów charakterystycznych w pozycji A oraz w pozycji B. Dane przedstawione są w pikselach, ponieważ jest to najmniejszy jednolity element obrazu. Do badania posłużyły 3 punkty charakterystyczne wykryte przez algorytm Harrisona. Poprawność odwzorowania względem odczytów z kamery na podstawie punktów charakterystycznych, możemy mierzyć na dwa sposoby:

1. **Porównując odległość położenia tego samego punktu charakterystycznego na obu modelach.** Dana odległość dla pozycji A powinna być taka sama, jak dla pozycji B. Widzimy, iż dla punktu 1 odległości te są niemal identyczne, dla punktu 2 różnica na poziomie 2 pikseli też jest dobrym wynikiem (błąd pomiaru wynosi 6%). Niestety trzeci punkt charakterystyczny spowodował błąd dużo większy, który w dalszej części pracy zostanie zinterpretowany.
2. **Wyznaczając drogę, jaką przebył dany punkt na dwóch różnych modelach.** Przebyta droga pomiędzy pozycją A a pozycją B powinna być identyczna. Założenie jest takie, iż zachowana jest skala w obu modelach. Zarówno odczyty dla punktu pierwszego, jak i punktu drugiego, wykazują wysoką dokładność. Różnica w drodze na po-

ziomie kilku pikseli w stosunku do całkowitej drogi wynoszącej ok. 350 px daje błąd na poziomie ok. 1%.

Podsumowując, badanie potwierdza duży potencjał nowego rozwiązania opartego na IMCR w dziedzinie *motioncapture*. Błąd na poziomie kilku procent w przypadku prototypu daje szerokie możliwości stosowania tego rozwiązania w przemyśle oraz w medycynie. Wyjątkiem jest badanie trzeciego punktu charakterystycznego, gdzie otrzymany błąd jest na poziomie kilkudziesięciu procent. Jak wykazała analiza, jest to jednak spowodowane koniecznością dalszych prac związanych z dynamicznym modelowaniem, a mianowicie z problemem przeginania się stawów. Badanie pokazuje, że wciąż mamy do czynienia z defektami w aplikacji. Jednakże, pomijając wady wynikające z wczesnego etapu projektu, otrzymane wyniki pozwalają wyznaczyć dalszy kierunek prac technicznych i aplikacyjnych.

Wnioski

Podczas przeprowadzania badań nad dokładnością odwzorowania pojawił się problem z dopasowaniem modelu do sylwetki – w chwili, gdy osoba używająca aplikacji znacznie różni się budową od wygenerowanego modelu dochodzi do niepożądanych zjawisk, którymi są przeginanie się stawów lub występowanie niepożądanych artefaktów. Możliwym rozwiązaniem jest wprowadzanie wymiarów danej osoby do programu i odpowiednie modyfikowanie modelu. Można również wykorzystać technikę *camera calibration* [7] do umieszczenia obydwu modeli w ustalonym punkcie płaszczyzny, co z kolei umożliwiłoby wykonanie dokładniejszych pomiarów.

Podsumowując, technika *motioncapture*, oparta na czujnikach ruchu (przymocowanych do ciała) wysyłających sygnał o zmianie pozycji, daje obiecujące rezultaty, mimo iż jest w fazie prototypowania. Dokładność odwzorowania jest na wysokim poziomie. W trakcie realizowania projektu i badań pojawiało się wiele propozycji usprawnienia systemu. Przykładem usprawnienia może być zwiększenie częstotliwości wysyłania próbek z danymi o kątach oraz zwiększenie mocy obliczeniowej, którą udostępniają coraz to nowsze układy.

Przewaga badanego systemu nad obecnymi rozwiązaniami (np. uniwersalność, mniejszy koszt eksploatacji czy mobilność) jest argumentem, by inwestować w ich rozwój. Innowacja w technice *motioncapture*, polegająca również na tym, iż technologia ta nie wymaga specjalnego przy-

gotowania ani złożonego oprogramowania, otwiera nowe możliwości zastosowań technologii *motioncapture* w dziedzinach, takich jak medycyna, sport, rehabilitacja czy telemedycyna, w tym telerehabilitacja domowa. Rozwiązania takie mogą docelowo zwiększyć możliwości w zakresie obniżenia kosztów rehabilitacji, jak również zwiększyć dostęp do rehabilitacji dzięki możliwości prowadzenia jej w domu. Inne zastosowania można widzieć w kategoriach jakości życia poprzez stymulowanie aktywności ruchowej oraz w teleopiece pielęgniarskiej [5, 9]. ■

Praca zrealizowana w ramach konkursu „Start-UP. Pomysł na własną firmę opartą na innowacjach/wynikach prac naukowych” współfinansowanego ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach programu Kreator Innowacyjności – Wsparcie innowacyjnej przedsiębiorczości akademickiej. Projekt zajął III miejsce w kategorii „Nowoczesne metody diagnostyczne dla medycyny i treningowe dla sportu” w grudniu 2011 r.

Literatura

1. <http://www.niepelnosprawni.pl>
2. M. Mraz: *Fizjoterapia chorych ze stwardnieniem rozsianym*, Inżynieria Biomedyczna – Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 6, 2000, s. 105-120.
3. M. Mraz, M. Curzytek, M.A. Mraz, W. Gawron, L. Czerwos, T. Skolimowski: *Body balance in patients with systemic vertigo after rehabilitation exercise*, J Physiol Pharmacol, vol. 58(5), 2007, s. 427-436.
4. L. Pośpiech, K. Frączkowski, K. Orendorz-Fraćzkowska: *Vestibular evoked potentials in human beings*, Central and East European Journal of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery, vol. 3(1), 1998, s. 148-115.
5. http://ec.europa.eu/health/programme/docs/prop_prog2014_pl.pdf
6. E. Lach, K. Wadas: *Ocena animacji szkieletowych postaci wirtualnych*, Studia Informatica, vol. 31(1), 2010, s. 85-99.
7. Z. Zhang: *A flexible new technique for camera calibration*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 22(11), 2000, s. 1330-1334.
8. G. Białkowski: *Mechanika klasyczna*, PWN, Warszawa 1975.
9. A. Zwiefka, K. Frączkowski: *New trends in diagnosis support and role of nurses based on RIGHT-like systems* [in:] S. Kumar, H. Snooks (ed.): *Telenursing, Health Informatics*, Springer-Verlag, London 2011, s. 95-106.

otrzymano/received: 10.06.2012

poprawiono/corrected: 12.09.2012

zaakceptowano/accepted: 21.12.2012