

doi:10.15199/48.2024.10.44

## Rozdzielczość pomiaru współrzędnych punktu trajektorii w teście stabilografii nadażnej

**Streszczenie.** Test stabilografii nadażnej jest nieinwazyjną metodą oceny postępu rehabilitacji osób po endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Artykuł omawia metodykę testu oraz metody parametryzacji otrzymanych trajektorii stabilograficznych. Jednakże jego głównym celem jest przedstawienie zależności rozdzielczości pomiaru współrzędnych punktu trajektorii od całkowitego ciężaru ciała pacjenta i stopnia, w jakim ciężar ten jest rozłożony między lewą i prawą nogą.

**Abstract.** The follow-up posturography test is a non-invasive assessment technique for the rehabilitation progress of the patients after total hip replacement surgery. The paper presents a test methodology and parameterization methods of the obtained posturographic trajectories. However, its main goal is to present the dependence of the resolution of the trajectory point coordinate measurement on the patient's total body weight and the degree to which this weight is distributed between left and right leg. (**Resolution of trajectory point coordinate measurement in the follow-up posturography test**).

**Słowa kluczowe:** stabilografia nadażna, platforma stabilograficzna, parametryzacja trajektorii stabilograficznych.

**Keywords:** follow-up posturography, force plate, posturographic trajectories parameterization.

### Wstęp

Celem typowego testu stabilografii statycznej jest ocena stabilności postawy swobodnie stojącej osoby. W czasie testu osoba badana powinna minimalizować odchylenia swego ciała od pozycji pionowej. Specjalna platforma stabilograficzna umożliwia rejestrację punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na płaszczyznę podstawy (Center of Pressure - COP) w czasie (typowo 30 sekund). W ten sposób otrzymana trajektoria punktu COP nazywana jest trajektorią stabilograficzną [1]. Poddana dalszej analizie i parametryzacji pozwala nie tylko ocenić ogólny stan układu utrzymywania równowagi osoby badanej [2,3], ale także jego podukładów [4]: układu wzrokowego, przedśionkowego, somatosensorycznego (skórnego i proprioceptywnego) oraz centralnego układu nerwowego. Nieinwazyjne statyczne badania stabilograficzne wykorzystywane są więc między innymi w diagnostyce choroby Parkinsona [5,6].

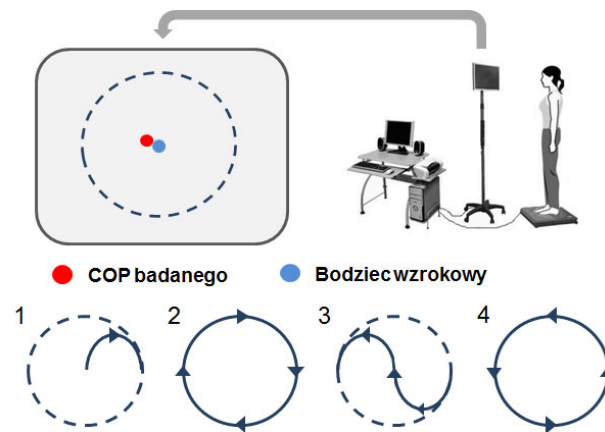
Rozszerzeniem stabilografii statycznej jest stabilografia ze wzrokowym sprzężeniem zwrotnym. W obu przypadkach wykorzystuje się te same platformy stabilograficzne. Różnica polega na tym, że w czasie testu ze wzrokowym sprzężeniem zwrotnym osoba badana obserwuje na ekranie bieżące położenie punktu COP swego ciała oraz punkt bodźca. Jej zadaniem jest takie odchylenie swego ciała by prezentowany punkt COP podążał za punktem bodźca [7]. Przy czym bodziec może przemieszczać się dynamicznie z jednego punktu do drugiego lub wędrować po określonej trajektorii.

Jedną z odmian stabilografii ze wzrokowym sprzężeniem zwrotnym jest stabilografia nadażna [8]. W tym przypadku bodziec porusza się po okręgu najpierw prawoskrętnie a następnie lewoskrętnie ze stałą prędkością (rys. 1). Zaprojektowane i wykonane w Katedrze Elektroniki, Elektrotechniki i Mikroelektroniki Politechniki Śląskiej w Gliwicach stanowisko do stabilograficznych testów nadażnych wyposażono ponadto w platformę stabilograficzną z dzieloną płytą górną. Takie rozwiązanie znacznie poszerza możliwości diagnostyczne, pozwala bowiem synchronicznie rejestrować oddzielne trajektorie dla obu nóg [9]. Dzięki temu z powodzeniem wykorzystano to stanowisko do oceny postępów rehabilitacji osób po endoprotezoplastyce stawu biodrowego [10]. Istotą bowiem rehabilitacji w tym przypadku jest przezwyciężenie nawyków odciążania tego stawu biodrowego, który przed operacją sprawiał pacjentom ból.

W dalszej części artykułu podano podstawowe informacje dotyczące budowy stanowiska do testów stabilografii nadażnej, omówiono metodologię testu nadażnego oraz przedstawiono metody parametryzacji uzyskanych trajektorii. Na koniec przedstawiono istotny aspekt pomiaru współrzędnych punktu COP trajektorii, a mianowicie rozdzielczości tego pomiaru, ponieważ zależy ona od ciężaru osoby badanej.

### Stanowisko do testu stabilografii nadażnej

Stanowisko to składa się z platformy stabilograficznej z dzieloną płytą górną, monitora do prezentacji bodźca oraz komputera z dedykowanym oprogramowaniem do testów stabilografii nadażnej.

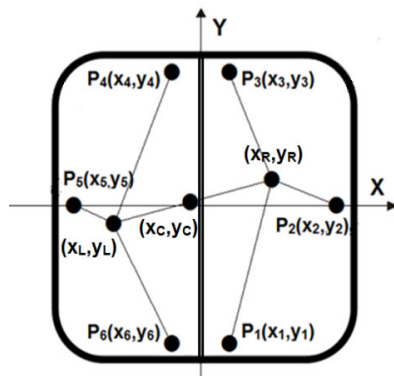


Rys. 1. Stanowisko do testu stabilografii nadażnej

Każda z obu płyt górnych platformy podparta jest na trzech przetwornikach tensometrycznych typu S o wysokości 50mm niemieckiej firmy MEGATRON (typ KM500) – ich rozmieszczenie przedstawiono na rysunku 2. Są to przetworniki o zakresie pomiarowym 500N (ok 50kG). Stała przetwarzania (charakterystyczna) przetworników równa jest 2mV/V. Tolerancja liniowości przetwornika jest mniejsza od 0,05% zakresu pomiarowego, a maksymalna histereza nie przekracza 0,1% zakresu pomiarowego.

W sześciokanałowym torze pomiarowym zastosowano mikrokontroler ADuCM360 firmy Analog Devices. Zawiera on w sobie mikroprocesor ARM Cortex-M3 oraz między innymi dwa 24-bitowe przetworniki AC typu Sigma-Delta. Wbudowano też także 12-kanałowy multiplexer

analogowy, programowalny wzmacniacz o wzmacnieniu od 1 do 128 oraz sprzętowy filtr cyfrowy. W prezentowanej platformie wykorzystano zestaw uruchomieniowy dla tego mikrokontrolera typu ADuCino360. Zestaw ten jest zasilany z portu USB, który służy jednocześnie do transmisji danych oraz do programowania mikrokontrolera.



Rys.2. Rozmieszczenie przetworników tensometrycznych pod lewą i prawą płytą górną platformy (P<sub>1</sub>-P<sub>6</sub>) wraz ze współrzędnymi punktów COP lewej i prawej nogi oraz całego ciała

Przyjmuje się, że górna częstotliwość widma sygnału stabilograficznego to około 20Hz [11]. W zbudowanej platformie ustalono szybkość próbkowania sygnału z sześciu przetworników tensometrycznych na 75 S/s. Przetworzony na postać cyfrową sygnał przesyłany jest do komputera za pośrednictwem portu USB. W praktyce rzadko można uzyskać maksymalną 24-bitową rozdzielczość przetwornika Sigma-Delta. Pomiar wykazały (bez podłączonych przetworników), że stabilne wartości uzyskano tylko na 15-tu bardziej znaczących bitach. Ponadto po podłączeniu przetworników tensometrycznych, prawdopodobnie na skutek naprężeń mechanicznych, rozdzielczość pomiaru siły nacisku uległa dalszemu pogorszeniu. Ostatecznie, doświadczalnie zmierzono – obciążając poszczególne przetworniki odważnikami wzorcowymi – rzeczywistą rozdzielczość (podziałkę) pomiaru ciężaru dla sześciu kanałów pomiarowych. W najgorszym przypadku jej wartość nie przekraczała  $d = 6G$ .

Współrzędne punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku lewej stopy na lewą płytę platformy COP<sub>L</sub> (X<sub>L</sub>, Y<sub>L</sub>) względem początku układu współrzędnych można wyznaczyć ze wzorów:

$$(1) X_L = \frac{\sum_{j=4}^6 P_j x_j}{\sum_{j=4}^6 P_j} = \frac{\sum_{j=4}^6 P_j x_j}{\sum_{j=1}^6 P_j}$$

$$(2) Y_L = \frac{\sum_{j=4}^6 P_j y_j}{\sum_{j=4}^6 P_j} = \frac{\sum_{j=4}^6 P_j y_j}{\sum_{j=1}^6 P_j}$$

gdzie: P<sub>j</sub> – siła nacisku wywierana na j-ty przetwornik, x<sub>j</sub>, y<sub>j</sub> – współrzędne j-tego przetwornika.

Warto zauważyć, że na współrzędne punktu COP<sub>L</sub> (odniesione do jednego wspólnego dla obu płyt początku układu współrzędnych) mają wpływ nie tylko siły nacisku działające na przetworniki podpierające tylko lewą płytę platformy ale także to, w jakim stopniu rozłożony jest ciężar całego ciała pomiędzy obie płyty: lewą i prawą.

Współrzędne punktu COP<sub>R</sub> (X<sub>R</sub>, Y<sub>R</sub>) prawej nogi wyznaczane są w sposób analogiczny do punktu COP<sub>L</sub>

(X<sub>L</sub>, Y<sub>L</sub>) z tym, że należy wziąć pod uwagę siły nacisku działające na przetworniki nr 1-3. Współrzędne punktu COP<sub>C</sub> (X<sub>C</sub>, Y<sub>C</sub>) całego ciała wyznaczane są jako suma algebraiczna współrzędnych punktów COP<sub>L</sub> oraz COP<sub>R</sub>.

### Metodologia stabilograficznego testu nadażnego

Po konsultacjach z lekarzami założono, że badane osoby będą dorosłe, a ich waga nie będzie mniejsza niż 45kg. Przyjęto także maksymalne dopuszczalne przeniesienie ciężaru z jednej nogi na drugą równe 85%. Ponadto ustalono następującą metodologię testu stabilografii nadażnej:

**1 Etap:** Badany wchodzi na platformę umieszczając stopy w miarę możliwości w miejscach zaznaczonych na płytach platformy. Program wyznacza uśrednione, rzeczywiste współrzędne zerowe dla trajektorii lewej i prawej oraz współrzędne wypadkowe trajektorii całego ciała COP<sub>C</sub> [x<sub>C</sub>(0), y<sub>C</sub>(0)]. Wartości tych współrzędnych pozwolą na korektę rzeczywistego położenia stóp w odniesieniu do położenia wzorcowego (co jest istotne podczas prezentacji punktu COP<sub>C</sub> na ekranie monitora).

**2 Etap:** Badany proszony jest o maksymalne (bez odrywania stóp od podłoża) wychylenie swego ciała w przód, a następnie w tył. Pomiaru te już same w sobie stanowią istotną informację diagnostyczną, zwłaszcza, że badany nie wie w jakim stopniu wykorzystuje w tym celu prawą oraz lewą nogę. Możliwość maksymalnego odchylenia ciała w przód i w tył są dla większości ludzi różne i na ogół maksymalne wychylenie w przód jest około 12-15% większe niż to w tył [12]. Te wartości maksymalne są niezbędne do prawidłowego przeskalowania współrzędnej Y reprezentacji punktu COP<sub>C</sub> całego ciała na ekranie monitora.

Przeskalowanie współrzędnej X punktu COP<sub>C</sub> związane jest z przeniesieniem ciężaru ciała z jednej nogi na drugą. Po uzgodnieniu z lekarzami przyjęto, że – w przypadku prawidłowego podążania za bodźcem, gdy znajduje się on w skrajnej lewej lub prawej pozycji – maksymalne przeniesienie ciężaru powinno wynosić 70%. Graniczne skrajne położenie reprezentacji punktu COP<sub>C</sub> na ekranie odpowiada wartości dociążenia odpowiedniej nogi do wartości około 85%.

**3 Etap:** Pierwsza część testu właściwego (rys.1). Na ekranie pojawia się punkt bodźca oraz reprezentacja punktu COP<sub>C</sub> zgodne z wartościami współrzędnych wyznaczonymi w etapie pierwszym. Jeśli maksymalne wychylenie w przód okazało się większe od tego w tył, początkowe położenie obu punktów przesunięte jest odpowiednio nieco w dół w stosunku do środka ekranu (i zarazem środka okręgu bodźca). Bodziec zaczyna przemieszczać się płynnie po półokręgu od środka ekranu do skrajnej prawej pozycji okręgu - trajektorii bodźca testu właściwego. Od tego momentu rozpoczyna się rejestracja danych trajektorii prawoskrętnych.

**4 Etap:** Po wykonaniu zadanej liczby (na ogół jednego lub dwóch) okrążeń prawoskrętnych bodziec przemieszcza się w sposób płynny na lewą skrajną pozycję okręgu zmieniając przy tym kierunek ruchu na lewoskrętny i powtarzany jest dla tego kierunku etap trzeci – rys. 1.

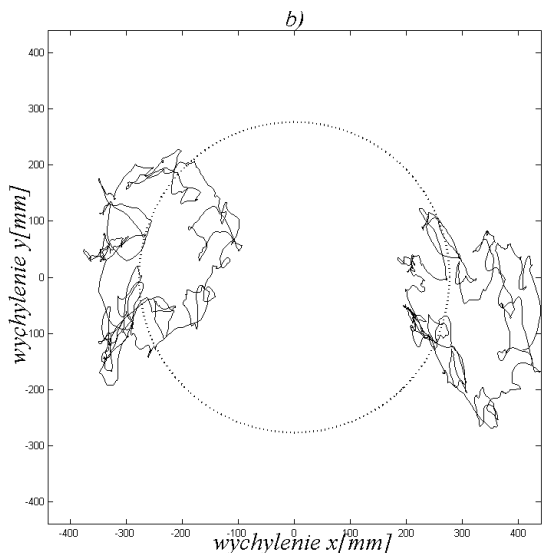
Na rysunku 3 przedstawiono przykładowe trajektorie lewej i prawej nogi dla jednego obiegu bodźca po okręgu.

### Parametryzacja trajektorii stabilograficznej

Na przestrzeni ostatnich lat wykorzystano różne metody parametryzacji nadażnych trajektorii stabilograficznych, nie tylko te standardowe. Zaproponowano bowiem także oryginalne i nowatorskie metody, zwłaszcza w kontekście oceny symetrii postawy. Ich użyteczność została zweryfikowana na grupie pacjentów podlegających

rehabilitacji po endoprotezoplastyce stawu biodrowego [8,9,10]. W bardziej zaawansowanych metodach porównuje się bezpośrednio aspekty związane z kształtem obu trajektorii [13,14].

Poniżej zdefiniowano tylko jeden z podstawowych parametrów trajektorii, który okazał się bardzo użyteczny w kontekście oceny symetrii postawy, a bywa często pomijany w komercyjnych stanowiskach stabilograficznych. Jest nim pole powierzchni pod rozwiniętą trajektorią.



Rys.3. Przykładowe nadążne trajektorie stabilograficzne lewej i prawej nogi

Współrzędne  $i$ -tego punktu  $COP_L$  trajektorii lewej nogi  $T_L(i)=[X_L(i), Y_L(i)]$  obliczane są na podstawie wzorów 1 i 2 dla danej chwili. Dla całej trajektorii wyznaczany jest także geometryczny środek trajektorii  $T_{L0}=[X_{L0}, Y_{L0}]$  – jest to średnia arytmetyczna współrzędnych wszystkich punktów trajektorii.

Pole powierzchni pod rozwiniętą trajektorią  $AT$  wynosi:

$$(3) \quad AT = \sum_{i=2}^N p(i)$$

gdzie:

$$(4) \quad p(i) = \sqrt{ob(i) \cdot [ob(i) - r(i-1)] \cdot [ob(i) - r(i)] \cdot [ob(i) - l(i)]}$$

jest polem powierzchni trójkąta utworzonego przez dwa kolejne punkty trajektorii  $[T_L(i-1)$  oraz  $T_L(i)]$  i punktu środka trajektorii  $T_{L0}$  (rys. 4); wielkości występujące we wzorze 4 wynoszą:

$$l(i) = \sqrt{[x_L(i) - x_L(i-1)]^2 + [y_L(i) - y_L(i-1)]^2}$$

$$r(i) = \sqrt{[x_L(i) - X_{L0}]^2 + [y_L(i) - Y_{L0}]^2}$$

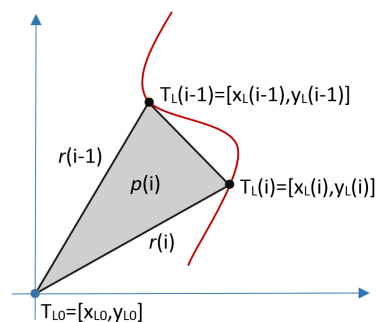
$$r(i-1) = \sqrt{[x_L(i-1) - X_{L0}]^2 + [y_L(i-1) - Y_{L0}]^2}$$

$$ob(i) = \frac{l(i) + r(i) + r(i-1)}{2}$$

#### Rozdzielczość pomiaru współrzędnych punktu COP

Poniższa analiza dotyczy rozdzielczości pomiaru współrzędnych punktu trajektorii dla lewej nogi. Z uwagi jednak na symetrię rozmieszczenia płyt górnych (lewej i prawej), wnioski wynikające z tej analizy dotyczą obu trajektorii – lewej i prawej nogi.

Wzory 1 i 2 wskazują, że wielkość odchylenia punktu COP od środka trajektorii nie zależy od ciężaru badanej osoby. Nie znaczy to jednak, że waga pacjenta nie wpływa na rozdzielczość pomiaru współrzędnych tego punktu [8,9].



Rys.4. Sposób obliczania pola powierzchni pod rozwiniętą trajektorią

Rozdzielczość pomiaru współrzędnych punktu COP dla wybranej nogi wyznaczono przy założeniu, że w stanie początkowym osoba badana stoi swobodnie i nie odchyła swego ciała od pozycji pionowej. Ponadto jej stopa położona jest w optymalnym miejscu na płycie platformy – to znaczy, ciężar ciała przenoszony na wybraną nogę jest równomiernie rozłożony na wszystkie trzy przetworniki tensometryczne. Współczynnik  $\delta_{RIL}$  oznacza stopień przeniesienia ciężaru ciała z jednej nogi na drugą. Jego wartość może zmieniać się od 0% do 100%. W założonym przypadku wynosi ona 50% i oznacza symetryczne – identyczne obciążenie obu nóg.

Z analizy wzoru 1 wynika, że przypadek najgorszej rozdzielczości pomiaru współrzędnych wystąpi, gdy zmiana wartości odczytu siły nacisku o jedną podziałkę pomiaru ciężaru zajdzie dla przetwornika znajdującego się w największej odległości od początku układu współrzędnych (odpowiednio dla  $X$  oraz  $Y$ ). W przypadku omawianej platformy (rys. 1) dotyczy to współrzędnych  $Y$  przetworników nr 1,3,4 oraz 6 – dla nich odległość ta jest największa i wynosi  $|y_P| = 168\text{mm}$ . Dalsza więc analiza dotyczy będzie tego najgorszego przypadku, czyli zmiany wartości współrzędnej  $Y$  punktu  $COP_L$ . Wartość tej współrzędnej w chwili początkowej  $Y_L(0)$  jest równa zero (z uwagi na symetrię rozmieszczenia przetworników względem osi  $X$ ):

$$(5) \quad Y_L(0) = \frac{\sum_{j=4}^6 P_j y_j}{\sum_{j=4}^6 P_j} = \frac{\alpha d (y_P + 0 - y_P)}{3\alpha d} = 0$$

gdzie:  $P_j = P - 1/6$  ciężaru ciała osoby badanej, przy założeniu równomiernej dystrybucji tego ciężaru pomiędzy wszystkie przetworniki,  $\alpha$  – cyfrowa reprezentacja siły  $P_j$ ,  $d = 6G$  – podziałka pomiaru ciężaru (zmiana siły działającej na przetwornik potrzebna do zmiany jej reprezentacji o jeden bit),  $y_P = 168\text{mm}$  – bezwzględna odległość zamocowania przetwornika od osi  $X$  układu współrzędnych platformy.

Następnie założono, że siła działająca na przetwornik nr 4 (lub 6) powiększyła się o wartość równą podziałce pomiaru ciężaru  $d = 6G$ . Wtedy nowa współrzędna  $Y_L(1)$  punktu  $COP_L$  będzie równa

$$(6) \quad Y_L(1) = \frac{(\alpha+1)d + 0 - \alpha d}{(\alpha+1)d + \alpha d + \alpha d} y_P$$



Zatem rozdzielczość  $\Delta y$  pomiaru współrzędnej  $Y_L$  punktu  $COP_L$  wyniesie:

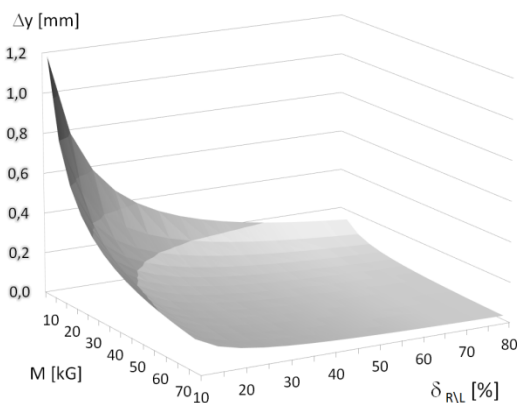
$$(7) \quad \Delta y = Y_L(1) - Y_L(0) = \frac{d}{3P+d} y_P = \frac{1}{1 + \frac{0,5M}{d}} y_P$$

gdzie:  $0,5M = 3P$  – połowa ciężaru osoby badanej.

Wzór 7 dotyczy przypadku, w którym ciężar pacjenta rozkłada się równomiernie na obie płyty platformy ( $\delta_{RL} = 50\%$ ). Dla pozostałych przypadków wzór 7 można uogólnić do postaci:

$$(8) \quad \Delta y = \frac{1}{1 + \frac{\delta_{RL}}{100\%} \frac{M}{d}} y_P$$

Ze wzoru 8 wynika, że rozdzielczość pomiaru współrzędnych punktu COP pogarsza się liniowo wraz ze zwiększeniem odległości zamocowania przetwornika od środka platformy. Zależy ona jednak również od ciężaru badanego pacjenta – im jest on mniejszy tym gorsza rozdzielczość. Ta kluczowa własność ma szczególne znaczenie w przypadku stabilograficznego testu nadeżnego, w którym wymusza się aby pacjent celowo przeniósł znaczącą część swego ciężaru z jednej nogi na drugą i odwrotnie. Na rysunku 5 przedstawiono graficznie zależność rozdzielczości pomiaru współrzędnej  $\Delta y$  punktu COP w funkcji ciężaru osoby badanej oraz stopnia przeniesienia tego ciężaru z jednej nogi na drugą ( $\delta_{RL}$ ). Dla wartości  $\delta_{RL}$  powyżej 20% rozdzielczość pomiaru nie budzi zastrzeżeń – dla osób o ciężarze powyżej 45kg wynosi ona nie więcej niż 0,2mm. Jednak w przypadku niedociążenia nogi poniżej 10% (a zwłaszcza poniżej 5%) rozdzielczość pogarsza się gwałtownie.



Rys.5. Zależność rozdzielczości pomiaru współrzędnej  $\Delta y$  punktu COP od ciężaru ciała (M) oraz stopnia przeniesienia tego ciężaru z jednej nogi na drugą ( $\delta_{RL}$ )

## Wnioski

W pracy przedstawiono stanowisko do testów stabilografii nadeżnej zaprojektowane i wykonane w Katedrze Elektroniki, Elektrotechniki i Mikroelektroniki Politechniki Śląskiej. Wykorzystano w nim platformę z dzieloną płytą górną, która umożliwia synchroniczną rejestrację trajektorii stabilograficznych lewej i prawej nogi. Omówiono w pracy także istotne aspekty stabilograficznego testu nadeżnego z wzrokowym sprzężeniem zwrotnym. Test ten jest szczególnie użytecznym narzędziem służącym

do oceny postępów rehabilitacji osób po endoprotezoplastyce stawu biodrowego.

Rozdzielczość pomiaru współrzędnych punktu COP trajektorii stabilograficznych zależy od ciężaru pacjenta. Ponieważ test nadeżny wymusza na osobie badanej przenoszenie ciężaru swego ciała z jednej nogi na drugą, rozdzielczość ta zmienia się w czasie trwania testu. Dlatego w pracy wyznaczono i omówiono zależność rozdzielczości pomiaru współrzędnych punktu trajektorii od ciężaru ciała oraz stopnia przemieszczenia tego ciężaru z jednej nogi na drugą.

Praktycznym efektem powyższej analizy było dodanie do programu testu stabilografii nadeżnej funkcji sygnalizującej spadek rozdzielczości poniżej zadanego progu ze wskazaniem przetwornika tensometrycznego dla którego ten problem wystąpił.

*Niniejsza praca została sfinansowana ze środków na badania statutowe MNiSW.*

**Autor:** dr inż. Zenon Kidoń, Politechnika Śląska, Katedra Elektroniki, Elektrotechniki i Mikroelektroniki, ul. Akademicka 16, 44-100 Gliwice, E-mail: Zenon.Kidon@polsl.pl.

## LITERATURA

- [1] Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture*, 3 (1995), n.4, 193-214
- [2] Duarte M., Freitas S.M.S.F., Revision of posturography based on force plate for balance evaluation, *Rev Bras Fisioter*, 14 (2010), n.3, 183-192
- [3] Chaudhry H., Bukiet B., Ji Z., Findley T., Measurement of balance in computer posturography. Comparison of methods - A brief review, *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 15 (2011), n.4, 82-91
- [4] Peterka R.J., Sensorimotor integration in human postural control, *J. Neurophysiol*, 88 (2002), 1097-1118
- [5] Błaszczyk J.W., Orawiec R., Duda-Kłodowska D., Opala G., Assessment of postural instability in patients with Parkinson's disease, *Experimental Brain Research*, 183 (2008), n.1, 107-114.
- [6] Johnson L., James I., Rodrigues J., Stell R., Thickbroom G., Mastaglia F., Clinical and Posturographic Correlates of Falling in Parkinson's Disease, *Movement Disorders*, 28 (2013), n.9, 1250-1256
- [7] D'Anna C., Bibbo C., De Marchis C., Goffredo M., Schmid M., Comparing Different Visual Biofeedbacks in Static Posturography, *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*, (2014), 380-383
- [8] Kidoń Z., Fiołka J., Ocena postępów rehabilitacji za pomocą testu stabilografii nadeżnej, *Przegląd Elektrotechniczny*, 90 (2014), nr.9, 50-53
- [9] Łukaszewicz T., Kania D., Kidon Z., Pethe-Kania K., Posturographic methods for body posture symmetry assessment, *Bulletin of the Polish Academy of Sciences - Technical Sciences*, 63 (2015), n.4, 907-917
- [10] Pethe-Kania K., Opara J., Kania D., Kidoń Z., Łukaszewicz T., "The follow-up posturography in rehabilitation after total hip arthroplasty", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19 (2017), n. 1, 97-104
- [11] Baratto L., Morasso P.G., Re C., Spada G., A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques, *Motor Control*, 6 (2002), n.3, 246-270
- [12] Duarte M., Feritas M., Revision of posturography based on force plate for balance evaluation, *Rev Bras Fisioter.* (2010), 14(3), 183-92
- [13] Łukaszewicz T., Kania D., Kidoń Z., Pethe-Kania K., Postural symmetry evaluation based on the analysis of temporary and average CoP displacements registered during the follow-up posturography, *IEEE Access*, 7 (2019), 26402-26410
- [14] Łukaszewicz T., Kidoń Z., Kania D., Pethe-Kania K., Postural symmetry evaluation using phase approximations of the follow-up CoP trajectories, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, (2021), vol. 24, iss. 1 s. 56-6