

**Michał WYCHOWAŃSKI<sup>1,3</sup>, Krzysztof NOWIŃSKI<sup>2</sup>, Bartosz BORUCKI<sup>2</sup>, Andrzej WIT<sup>1</sup>,  
Paweł ADAMCZYK<sup>3</sup>, Jacek LASKOWSKI<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO W WARSZAWIE, WYDZIAŁ REHABILITACJI, ul. Marymoncka 34, 00-968 Warszawa

<sup>2</sup>UNIwersYTET WARSZAWSKI, INTERDYSCYPLINARNE CENTRUM MODELOWANIA MATEMATYCZNEGO I KOMPUTEROWEGO,  
ul. Pawińskiego 5a, 02-106 Warszawa

<sup>3</sup>CAROLINA MEDICAL CENTER, ul. Pory 78, 02-757 Warszawa

## Wybrane problemy metrologiczne oceny morfologicznej i funkcjonalnej stopy w leczeniu palucha koślawego

**Dr hab. n. k. f. Michał WYCHOWAŃSKI**

Mgr inż. mechanik w specjalności inżynieria biomechaniczna, dr nauk technicznych w zakresie mechaniki. Habilitowany na Wydziale Wychowania Fizycznego AWF Warszawa. Prof. nadzw. na Wydziale Rehabilitacji w AWF Warszawa. Zainteresowania: mechanika teoretyczna, inżynieria biomedyczna, biomechanika. Kierownik Centrum Diagnostyki Funkcjonalnej w Carolina Medical Center w Warszawie.



e-mail: [m.wychowanski@awf.edu.pl](mailto:m.wychowanski@awf.edu.pl)

**Dr Krzysztof S. NOWIŃSKI**

Uniwersytet Warszawski, Interdyscyplinarne Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego, specjalista w dziedzinie wizualnej analizy danych i modelowania wizualnego. Autor systemu analizy wizualnej dynamik molekularnych MolDyAna (<http://moldyana.icm.edu.pl>) i modularnego, uniwersalnego systemu analizy wizualnej VisNow (<http://visnow.icm.edu.pl>).



e-mail: [k.nowinski@icm.edu.pl](mailto:k.nowinski@icm.edu.pl)

**Mgr Bartosz BORUCKI**

Specjalista w zakresie wizualizacji naukowej i analizy wizualnej, przetwarzania danych obrazowych oraz nauk obliczeniowych z zakresu HPC. W Interdyscyplinarnym Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego Uniwersytetu Warszawskiego zajmuje się zagadnieniami z analizy, przetwarzania i wizualizacji danych naukowych, modelowaniem matematycznym oraz obliczeniami wielkoskalowymi, szczególnie w zastosowaniach medycznych.



e-mail: [b.borucki@icm.edu.pl](mailto:b.borucki@icm.edu.pl)

**Prof. dr hab. Andrzej WIT**

Kierownik Zakładu Biomechaniki na Wydziale Rehabilitacji w AWF Warszawa. Zajmuje się biomechaniką sportu oraz biomechaniką kliniczną, identyfikacją sił mięśniowych u osób o wysokim poziomie sprawności fizycznej i niepełnosprawnych. Ostatnie prace dotyczą analizy chodu pacjentów po udarach z wykorzystaniem nowoczesnych, zintegrowanych metod video, dynamometrii i EMG.



e-mail: [andrzej.wit@awf.edu.pl](mailto:andrzej.wit@awf.edu.pl)

**Lek. Paweł ADAMCZYK**

Absolwent Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego, w trakcie specjalizacji z Ortopedią i Traumatologią Narządu Ruchu. Pracuje w Carolina Medical Center, Klinice będącej oficjalnym partnerem Polskiego Komitetu Olimpijskiego i specjalizującej się w traumatologii sportowej oraz ortopedii. Od początku zaangażowany w projekt „Modelowanie matematyczne w planowaniu zabiegów osteotomii kończyny dolnej”.



e-mail: [pawel.adamczyk@carolina.pl](mailto:pawel.adamczyk@carolina.pl)

**Dr med. Jacek LASKOWSKI**

Absolwent Akademii Medycznej w Warszawie, 2-gi stopień specjalizacji. Praca doktorska: „Osłabienie i zanik mięśni prostowników i zginaczy po urazach i operacjach w obrębie stawu kolanowego w ocenie klinicznej, dynamometrycznej i elektromiograficznej”. Ordynator Oddziału Ortopedi i Stawu Biodrowego w Carolina Medica Center. Kierownik projektu dotyczącego operacyjnego leczenia palucha koślawego.



e-mail: [jacek.laskowski@carolina.pl](mailto:jacek.laskowski@carolina.pl)

### Streszczenie

Paluch koślawy jest chorobą często występującą u kobiet. Wykonano RTG obu stóp w projekcji AP, bocznej i na palcach oraz MRI. Opracowano, trójwymiarowy model strukturalny szkieletu stopy. Przeanalizowano błędy wyznaczenia położenia poszczególnych znaczników. Zbadano równowagę u zdrowych osób metodą stabilograficzną. Pomiarów charakterystyk chodu dokonano na ścieżce podoskopowej. Względem młodszych kobiet przeprowadzono normowanie wyników starszych kobiet. Parametry charakteryzujące badane kobiety nie mają rozkładu normalnego. Profil chodu kobiet starszych opisano 19 parametrami. Różnice w chodzie obu badanych grup kobiet przejawiają się głównie w parametrach geometrycznych. Normy symetrii kobiet podano dla 1 kwartyli, mediany i 3 kwartyli.

**Słowa kluczowe:** paluch koślawy, model szkieletu stopy, charakterystyka chodu, wskaźnik symetrii.

### Selected metrological problems of morphological and functional foot assessment

#### Abstract

Hallux valgus is one of the most frequent forefoot disease in women. There was taken RTG of both feet in the AP, lateral and tip toe projection as well as MRI. A three-dimensional structural foot skeleton model was developed. There was analysed the uncertainty of landmark positioning

together with the influence on foot geometric features. Balance mechanism was examined in healthy subjects using the HUR stabilographic platform. Gait characteristics were made on the pressure distribution plate produced by ZEBRIS. There were separated two groups of younger women and a group of older women. Normalization of older women was carried out in relation to the younger group. The parameters characterizing the investigated women did not have a normal distribution. The gait profile of older women is based on 19 parameters. Differences in gait performance of both groups of women are mainly manifested in the geometric parameters. The norms of the symmetry index for the women are given as 1 quartile, median and 3 quartile.

**Keywords:** hallux valgus, foot skeleton model, gait profile, symmetry index.

### 1. Wstęp

Ocena funkcjonalna stopy podczas chodu ma istotne znaczenie w diagnostyce medycznej i sportowej. Projektowanie modelu matematycznego do podejmowania strategii operacyjnej w osteotomii kończyny dolnej wymaga zgromadzenia danych dotyczących morfologicznych cech zdrowej stopy i charakterystyk chodu prawidłowego. Modelowanie matematyczne stopy zdrowej i chodu prawidłowego jest pierwszym etapem realizacji projektu, którego celem jest opracowanie nowoczesnego systemu diagnostycznego przydatnego do doskonalenia operacyjnego leczenia palucha

koślawego u kobiet. Paluch koślawy (*hallux valgus*) jest jedną z najczęściej występujących chorób stopy, istotnie uwarunkowaną genetycznie i wynikającą ze stosowania obuwia.

W diagnostyce stopy, obrazowanie rentgenowskie (RTG) jest stosowane najczęściej. Z natury modalności RTG wynika obciążenie geometrycznymi zniekształceniami ze względu na projekcję i pozycjonowanie pacjenta względem detektora i źródła promieniowania.

Najczęściej, w diagnostyce stopy zastosowanie znajdują rentgenowska tomografia komputerowa (CT) oraz obrazowanie rezonansu magnetycznego (MRI). Tomografia komputerowa jak i rezonans magnetyczny umożliwiają rekonstrukcję trójwymiarową, ale charakterystyka rozdzielczości przestrzennej i samego obrazowania jest znacząco inna dla obu metod. Lepszy obraz kostnego prezentuje tomografia komputerowa, będąc jednocześnie techniką znacznie bardziej rozpowszechnioną i mniej kosztowną niż rezonans magnetyczny. Promieniowanie rentgenowskie będąc promieniowaniem jonizującym, jest szkodliwe dla człowieka. Obrazowanie rezonansu magnetycznego, bazujące na polu magnetycznym, jest nieszkodliwe i daje więcej informacji na temat poszczególnych tkanek, w szczególności miękkich, jednak charakteryzuje się gorszą rozdzielczością przestrzenną i mniejszą stabilnością przestrzenną sygnału. Rekonstrukcja układu kostnego z danych MRI jest gorszej jakości niż w przypadku CT. Komisje etyki lekarskiej nie wyrażają zgody na RTG u osób zdrowych.

Do najważniejszych zadań diagnostyki funkcjonalnej w klinice ortopedyczno-rehabilitacyjnej należy ocena lokomocji najczęściej podczas utrzymywania pionowej postawy ciała i chodu swobodnego.

Głównymi celami pracy są: i) opracowanie modelu strukturalnego stopy zdrowej, umożliwiającego ocenę budowy anatomicznej stopy, ii) zaproponowanie wartości referencyjnych do oceny symetrii podczas utrzymywania równowagi, iii) Zaproponowanie wartości referencyjnych do oceny symetrii chodu.

## 2. Materiał

Model stopy zdrowej opracowano na podstawie badań obrazowych 100 stóp kobiet, które zostały uznane przez lekarza ortopedę jako stopy zdrowe. Referencyjne współczynniki asymetrii wyników prób stabilograficznych uzyskano na grupie młodych zdrowych kobiet ( $n = 135$ ) i mężczyzn ( $n = 148$ ) [2]. W badaniach chodu zdrowych kobiet uczestniczyło 97 kobiet (16 w grupie młodszej i 81 w grupie starszej), tych samych których dane wykorzystano do opracowania modelu stopy zdrowej. Powtarzalność i niepewność pomiarową symetrii w próbach stabilograficznych zbadano na 9 osobach w różnym wieku.

## 3. Metody

Trójwymiarowy model stopy opracowano na podstawie zdjęć RTG obu stóp w projekcji AP, bocznej i na palcach oraz rejestracji MRI. W modelu 3D zdefiniowano parametry geometryczne stopy, w oparciu o osie kości oraz punkty charakterystyczne. Budowę stopy zdefiniowano za pomocą 40 cech opisujących geometrię układu kostnego. Parametryzacja geometryczna została oparta o przestrzenną lokalizację charakterystycznych punktów – znaczników, na podstawie których wyliczane są w sposób automatyczny zadane parametry geometryczne zgodnie z zadanymi relacjami względem znaczników. Całość trójwymiarowej parametryzacji opiera się na położeniach 85 znaczników w przestrzeni trójwymiarowej obejmującej układ kostny stopy. Za 10 najistotniejszych parametrów modelu przyjęto: M1P1\_PP – kąt między osią pierwszej kości śródstopia, a osią paliczka bliższego palucha w projekcji na płaszczyznę podeszwową stopy; M1M2 – kąt między osią pierwszą, a osią drugiej kości śródstopia; P1D1\_PP – kąt między osią paliczka bliższego, a osią paliczka dalszego palucha w projekcji na płaszczyznę podeszwową; WYSK\_3D – kąt wysklepienia podłużnego stopy; PRON\_MI – kąt pronacji pierwszej kości śródstopia; PRON\_P1 – kąt pronacji paliczka bliższego palucha;

MTSP\_NORM i LTSP\_NORM – znormalizowane pozycje trzeszczki przyśrodkowej i bocznej względem pierwszej kości śródstopia; DMAA – kąt odchylenia cięciwy powierzchni stawowej głowy pierwszej kości śródstopia względem osi tej kości w płaszczyźnie podłużnego przekroju poziomego kości; DASA – kąt odchylenia cięciwy powierzchni stawowej głowy pierwszej kości śródstopia względem osi paliczka bliższego palucha w płaszczyźnie podłużnego przekroju poziomego paliczka. Opracowano metodę wprowadzania danych do modelu. Metoda bazuje na sprawdzonych algorytmach rejestracji obrazów i polega na automatycznym znalezieniu funkcji transformacji z przestrzeni zbioru odniesienia do zbioru przetwarzanego [1].

Stabilograficzna ocena utrzymywania równowagi została przeprowadzona na platformie firmy HUR z wykorzystaniem firmowego oprogramowania, według własnego protokołu [2]. Rejestracja położenia środka parcia stóp na podłoże (COP) odbywała się z częstotliwością 200 Hz. Do oceny stabilności postawy wykorzystano długość drogi TL jaką pokonuje COP w ciągu 30 sekundowej próby podczas stania badanego na jednej kończynie dolnej.

Pomiary charakterystyk chodu przeprowadzono na ścieżce podoskopowej firmy ZEBRIS. Ścieżka o wymiarach 304 x 56 cm posiada 17024 tensometryczne czujniki ciśnienia, częstotliwość próbkowania wynosi 120 Hz. Badano podstawowe parametry kinematyczne oraz rozkład ciśnień i przebieg pionowej siły reakcji podłoża podczas chodu swobodnego.

Powtarzalność prób stabilograficznych została zbadana na 9 zdrowych osobach w różnym wieku, które wykonywały próby stabilograficzne w odstępach czasu nie krótszych niż 4 godziny.

Do oceny asymetrii stabilografii i chodu przyjęto zmodyfikowany współczynnik SI (*symetry index*) [3]:

$$SI = 2 * \frac{X_P - X_L}{(X_P + X_L)} \times 100\%, \quad (1)$$

gdzie:  $X_P$  – parametr prawej kończyny,  $X_L$  – parametr lewej kończyny.

## 4. Wyniki

Tabela 1 przedstawia podstawową statystykę 8 z 10 najistotniejszych cech modelu stopy zdrowej. Pozostałe 2 cechy (DMAA i DASA) nie uwzględnione w modelu, zostały ocenione jako niemiarodajne ze względu na bardzo niską dokładność ich pomiaru.

Tab. 1. Podstawowa statystyka 8 najistotniejszych cech modelu stopy zdrowej w populacji 79 stóp zdrowych, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, Śr – średnia, SD – odchylenie standardowe

Tab. 1. Basic statistics of the 8 most significant features of the healthy foot model in a population of 79 healthy feet, Min – minimum value, Max – maximum value, Śr – mean value, SD – standard deviation

Cecha	Min	Max	Śr	SD
M1P1_PP [°]	-6,22	21,78	28,93	5,92
M1M2 [°]	3,40	11,29	14,78	2,30
P1D1_PP [°]	-7,77	7,42	21,52	4,85
WYSK_3D [°]	143,90	160,20	165,80	4,73
PRON_P1 [°]	-4,99	15,82	20,28	5,03
PRON_MI [°]	-1,05	21,16	28,95	5,64
MTSP_NORM [-]	-0,02	0,07	0,11	0,03
LTSP_NORM [-]	-0,22	-0,14	-0,09	0,03

Współczynniki asymetrii prób stabilograficznych miały rozkłady zbliżone do normalnych podczas stania na jednej KD z oczami otwartymi i zamkniętymi w grupach kobiet i mężczyzn.

Normy do oceny asymetrii za pomocą bezwzględnych wartości SI (1) podczas utrzymywania równowagi na jednej kończynie dolnej przedstawiono w tabeli 2.

Tab. 2. Normy oceny stabilności na podstawie drogi środka parcia stóp na podłożu TL podczas stania na jednej KD z oczami otwartymi lub zamkniętymi dla kobiet i mężczyzn

Tab. 2. Norms for stability assessment based on the ground reaction path length of the foot TL while standing on one leg with eyes open or closed in women and men

SI [%]	POZIOM STABILNOŚCI	Frakcja [%]
SI ≥ 28	BARDZO NISKI	25
28 ≤ SI ≤ 16	NISKI	25
7 < SI < 28	w NORMIE	50
7 < SI < 16	WYSOKI	25
SI ≤ 7	BARDZO WYSOKI	25

Profil chodu kobiet starszych na tle kobiet młodszych wyznaczono na podstawie 19 parametrów. Prezentowany profil wskazuje, że różnice w chodzie obu badanych grup kobiet przejawiają się głównie w parametrach opisujących geometrię. Stwierdzono brak zgodności z rozkładem normalnym większości wskaźników symetrii chodu. Normy symetrii wybranych parametrów chodu przedstawiono w tabeli 3.

Tab. 3. Normy symetrii SI [%] do oceny chodu swobodnego kobiet  
Tab. 3. SI symmetry norms [%] for assessment of free gait in women

Parametr	Kobiety młodsze		
	1 kwartył	mediana	3 kwartył
Długość kroku	-4,0	-2,7	1,2
Czas kroku	-3,2	1,5	3,3
Czas podporu	0,1	1,7	2,9
Droga COP	-1,8	0,2	1,7
Droga COP 1 KD	-2,7	-0,3	5,7
Reakcja max 1	-6,4	-2,1	2,5
Reakcja max 2	-3,1	-0,7	3,5
Parametr	Kobiety starsze		
	1 kwartył	mediana	3 kwartył
Długość kroku	1,7	0	1,8
Czas kroku	-1,7	1,5	3,8
Czas podporu	-2,0	0,33	2,0
Droga COP	-1,9	0	3,0
Droga COP 1 KD	-7,9	-0,7	5,6
Reakcja max 1	-2,1	-0,2	2,8
Reakcja max 2	-3,0	-0,16	2,1

## 5. Niepewność pomiarowa

Wszystkie pomiary realizowane były na zbiorach danych obrazowych pochodzących z tego samego urządzenia obrazującego – tomografu rezonansu magnetycznego MRI, pracującego na takich samych parametrach obrazowania. Zarówno wpływ transformacji przestrzeni rzeczywistej do przestrzeni obrazowania, jak również wpływ rozdzielczości przestrzennej danych są stałe i pomijalne. Rozdzielczość trójwymiarowych danych obrazowych zastosowanych w przeprowadzonych obliczeniach wynosiła 0,47 x 0,47 mm w płaszczyźnie obrazowania oraz 0,80 mm między przekrojami.

Przeprowadzono testy dokładności oznaczeń manualnych wykonanych czterokrotnie przez tego samego radiologa, oznaczeń manualnych wykonanych przez czterech radiologów oraz oznaczeń automatycznych. Niepewność położenia znacznika w oznaczeniach manualnych, w poszczególnych wymiarach została wyznaczona jako średni błąd kwadratowy położenia znacznika w kolejnych pomiarach. Niepewność położenia znacznika w metodzie automatycznej, w poszczególnych wymiarach, została wyznaczona, na 10 zbiorach jako średni błąd kwadratowy pomiędzy położeniem znacznika na zbiorze oznaczonym automatycznie

i ręcznie. Tabela 4 przedstawia średnie niepewności położenia znaczników.

Tab. 4. Niepewności położenia znaczników w poszczególnych wymiarach dla przetestowanych metod pozycjonowania

Tab. 4. Uncertainty of the marker position in various dimensions for the tested positioning methods

Metoda	$\Delta x$ [mm]	$\Delta y$ [mm]	$\Delta z$ [mm]
4 pozycjonowania jednego radiologa	0,58	0,59	0,70
Pozycjonowania 4 radiologów	1,06	1,36	1,14
Pozycjonowanie automatyczne	1,37	1,42	1,35

W celu oszacowania niepewności pomiarowej poszczególnych cech geometrycznych modelu przeprowadzono obliczenia metodą rachunku zaburzeń. Początkowe położenia każdego kolejnego znacznika zostały obciążone zaburzeniem losowym o rozkładzie normalnym z odchyleniem standardowym równym średniej niepewności położenia znacznika, odpowiednio w wymiarze  $x$ ,  $y$  i  $z$ , o liczebności próbek równej 1000. Uzyskana populacja rezultatów cech geometrycznych została sprawdzona pod kątem poprawności przenoszenia kształtu rozkładu i wartości średniej, a niepewność pomiaru danej cechy geometrycznej została wyliczona jako odchylenie standardowe z testowanej populacji.

Wszystkie mierzone cechy dały poprawne rezultaty zarówno w testach kształtu przenoszonego rozkładu jak i jego wartości średniej. Tabela 5 przedstawia wyliczone niepewności 8 najistotniejszych cech modelu zestawione z zakresami zmienności danej cechy.

Tab. 5. Niepewności pomiaru 8 najistotniejszych cech modelu wraz z zakresami zmienności

Tab. 5. Uncertainty of the 8 most important features of the model together with coefficients of variation

Cecha	Zakres zmienności	Niepewność pomiaru
MIP1_PP [°]	28,0	3,8
MIM2 [°]	7,89	2,6
PIDI_PP [°]	15,91	5,7
WYSK_3D [°]	16,3	3,2
PRON_P1 [°]	20,81	7,7
PRON_MI [°]	22,21	6,9
MTSP_NORM [-]	0,09	0,03
LTSP_NORM [-]	0,36	0,03

## 6. Dyskusja i uwagi końcowe

Opracowano własny model zdrowej stopy 3D, przydatny do precyzyjnej oceny jej anatomii. Ze względu na niedostateczną dokładność pomiaru radiologicznego, model stopy zdrowej nie uwzględnia dwóch istotnych dla ortopedów parametrów DMAA i DASA.

Maksymalny zakres zmienności pomiaru parametrów modelu wynosił 23%, maksymalna niepewność pomiarowa kątów nie przekraczała 8°. W literaturze brak oceny metrologicznej aparatury używanej w badaniach biomechanicznych i norm pozwalających na prawidłową diagnostykę układu ruchu [10]. Wyniki własnych pomiarów nacisku stóp na podłożu podczas chodu nie potwierdzają hipotezy o trzech głównych punktach podporu stopy: na pięcie, głowach IV i V kości śródstopia i głowie I kości śródstopia.

We wszystkich przypadkach zdrowych kobiet zaobserwowano koncentrację nacisków na pięcie i w okolicy głowy I i II kości śródstopia. Wyniki pomiarów rozkładu nacisków na stopy u zdrowych kobiet podważają pogląd o znaczeniu poprzecznego wysklepienia jako ważnego kryterium oceny zdrowej stopy. Rozkłady nacisków na stopy świadczą o powszechnym występowaniu płaskostopia poprzecznego u zdrowych kobiet. Zaproponowano normy do oceny równowagi i chodu, przydatne do oceny układu ruchu pacjentów i ludzi zdrowych. Maksymalny błąd względny średniokwadratowy współczynników asymetrii w powtarzanych próbach stabilograficznych wynosił 64%, a maksymalny współczynnik zmienności osiągnął wartość 198%. Średnia błędów SI w próbach z oczami otwartymi wynosiła  $30\% \pm 18\%$ . Powtarzalność w próbach z oczami zamkniętymi była lepsza. Wysokie błędy świadczą o dużej przypadkowości wyników prób stabilograficznych. W badaniach funkcjonalnych do postawienia diagnozy konieczne jest doświadczenie badającego oraz powtórzenia pomiarów.

Praca wykonana w ramach projektu „Modelowanie matematyczne w planowaniu zabiegów osteotomii kończyny dolnej” realizowanej na podstawie umowy z Narodowym Centrum Badań i Rozwoju KB/116/13245/IT1-B/U/08.

## 7. Literatura

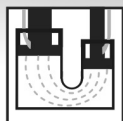
- [1] Borucki B., Nowiński K., Chlebiej M., Rutkowski A., Adamczyk P., Laskowski J.: Automated geometric features evaluation method for normal foot skeleton model, „Annales UMCS, Informatica”, (w druku) 2011.
- [2] Wychowański M.: Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka. Wydawnictwo AWF, Warszawa, 2008.
- [3] Zifchock R.A., Davis I.: The symmetry angle: A novel robust method of quantifying asymmetry. *Gait and Posture* 27(4), 2008.

otrzymano / received: 16.10.2011

przyjęto do druku / accepted: 01.12.2011

artykuł recenzowany / revised paper

## INFORMACJE



# PNEUMATICON

V Targi Pneumatyki, Hydrauliki,  
Napędów i Sterowań

6-8.03.2012, Kielce

**TargiKielce**  
EXHIBITION & CONGRESS CENTRE

### Zakres branżowy targów:

- Systemy i elementy pneumatyczne
- Systemy i elementy hydrauliczne
- Sterowniki
- Napędy - układy, zespoły i elementy
- Systemy automatycznego sterowania procesami z udziałem pneumatycznych i hydraulicznych elementów wykonawczych
- Techniki pomiarowe i laboratoryjne
- Roboty przemysłowe i manipulatory
- Elementy wyposażenia i części zamienne.
- Usługi instalacyjne i naprawcze.
- Usługi inżynierskie i projektowe
- Doradztwo techniczne, know-how, patenty, licencje



Patronat Medialny

WAZNE  
DOZWIENIE  
PRACZYNIANIE

napędy  
i sterowanie

UŻYCIANIE  
POCZU

CONTROL  
ENGINEERING

4  
OLSKA

elektroonline.pl

Targi Kielce SA, ul. Zakładowa 1, 25-672 Kielce  
Menedżer Projektu - Joanna Adamczyk, tel.: 41 365 12 14,  
fax: 41 365 14 26, e-mail: adamczyk.j@targikielce.pl

[www.pneumaticon.targikielce.pl](http://www.pneumaticon.targikielce.pl)