

# WPŁYW SKRĘCENIA MIEDNICY NA ROZKŁAD SIŁ REAKCJI PODŁOŻA I SPRAWNOŚĆ REAKCJI RÓWNOWAŻNYCH W BADANIU OBRAZOWYM SYSTEMEM DIERS

THE EFFECT OF PELVIC TORSION ON THE DISTRIBUTION OF GROUND REACTION FORCES AND THE EFFICIENCY OF EQUIVALENT REACTIONS IN IMAGING TEST WITH THE DIERS SYSTEM

## DR N. O ZDR. ARKADIUSZ ŻURAWSKI

UNIWERSYTET JANA KOCHANOWSKIEGO W KIELCACH,  
COLLEGIUM MEDICUM; ŚWIĘTOKRZYSKIE CENTRUM  
PEDIATRII

## DR N. MED. MAREK WIECHEĆ

CENTRUM REHABILITACJI „MARKMED”  
W OSTROWCU ŚWIĘTOKRZYSKIM

### SŁOWA KLUCZOWE:

| skręcenie miednicy  
| równowaga ciała  
| obciążenie stóp  
| system DIERS

### KEYWORDS:

| pelvic torsion  
| body balance  
| foot load  
| DIERS system

Pozycja miednicy w przestrzeni stanowi istotny element wpływający zarówno na ustawienie całego kręgosłupa, jak i poprzez łańcuch zależności biokinematycznych na rozkład obciążenia stóp i wielkość wychyleń środka ciężkości. Pozycja miednicy jest istotna zarówno w oddolnym, jak i w odgórnym modelu tworzenia się dysfunkcji biomechanicznych. Próba korelacji ustawienia miednicy z ustawieniem stóp oraz rozkładem działających sił może mieć istotne znaczenie diagnostyczne i terapeutyczne.

**C**oraz popularniejsze i ważniejsze w praktyce klinicznej holistyczne podejście do pacjenta oraz jego problemów skłania do poszukiwania powiązań funkcjonalnych, nierzadko znacznie oddalonych anatomicznie od pierwotnego źródła problemu.

Styczne i dynamiczne zmiany kształtu stóp są jednym z najczęściej rozpoznawanych problemów w praktyce pediatrycznej. Deformacja stopy jest najczęstszym schorzeniem obserwowanym w praktyce klinicznej (ok. 70–80% populacji ludzkiej posiada tego typu zaburzenie) [1].

Rozpoznanie dysfunkcji stóp musi wykraczać poza obserwację kliniczną i wzrokową. Istnieje wiele dodatkowych metod oceny ukształtowania stopy, takich jak: badanie radiologiczne, grafika konturowa, antropometria, platformy siłowe i pedobarografy. Większość technik jest pracochłonna, czasochłonna i niewystarczająca do gromadzenia wiary-

godnych danych [1]. Metoda pedobarograficzna pokazuje zmiany w rozmieszczeniu nacisku podeszwowego wraz ze wzrostem i spadkiem ciśnienia w niektórych rejonach stopy. Rozkład ciśnienia podeszwowego jest istotnym parametrem, który dostarcza informacji o zmianach w postawie człowieka również podczas chodzenia [1].

Stopień nacisku poszczególnych części stóp wpływa na postrzeganie własnego ciała w przestrzeni, zwłaszcza na jego pochylenie w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Osoby z zaburzonym rozkładem obciążenia odbierają swoją przechyloną sylwetkę jako prawidłowo ustawioną w pionie [2]. Zmiana obciążenia stóp jest skorelowana ze zmianami w obrębie postawy ciała [3]. Przechylenie tułowia następuje w kierunku przeciwnym do części stopy poddawanej większemu obciążeniu, np. poprzez zwiększenie obciążenia prawego przodostopia uzyskuje się przechylenie tułowia do tyłu i w lewą stronę [4].

Zmiany sylwetki ciała, w tym skrzywienie miednicy, powodują niesymetryczne obciążenie kończyn, co wpływa zarówno na dysbalans napięcia mięśni posturalnych, jak i na przesunięcie środka ciężkości [5]. Wczesne wykrywanie zaburzeń postawy ciała może wpłynąć na wdrożenie działań profilaktycznych oraz efektywnego leczenia omawianych zaburzeń [6].

Postawa wadliwa to zespół nieprawidłowości definiowanych jako niewielkie pojedyncze odchylenia od prawidłowej postawy, które daje się korygować odpowiednio dobraną terapią [7].

Znaczenie receptorów obciążenia stóp w kształtowaniu prawidłowej pionowej postawy ciała i optymalnych reakcji równoważnych jest na tyle duże, że ich stymulowanie daje wymierne efekty w poprawie zarówno równowagi, jak i sylwetki [8].

Postawa ciała poprzez złożony system jej kontroli jest podatna na wpływ wielu czynników [9]. Oprócz tak oczywistych jak wiek czy wyraźne schorzenia ortopedyczne na sylwetkę mają wpływ również m.in. zaburzenia wzroku [10], zaburzenia w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych [11], schorzenia pulmonologiczne [12] i wiele więcej. W tak złożonym łańcuchu powiązań trudność może stanowić odnalezienie tego, co jest przyczyną, a co następstwem stwierdzanych zaburzeń. Wobec tego do pacjentów z zaburzeniami postawy należy podchodzić całościowo, uwzględniając wszystkie występujące w jego organizmie dysfunkcje [13].

## Cel

Celem pracy jest ocena wpływu skrzywienia miednicy na dystrybucję sił reakcji podłoża na stopy w warunkach statycznych i w trakcie chodu.

## Materiał i metody

### Grupa badana

Badaniu poddano 101 osób w przedziale wiekowym 8–12 lat, z czego ponad 50% stanowiły dziewczynki (N = 51), a 49,5% – chłopcy (N = 50) (tabela 1).

Poddane badaniu dzieci nie były obciążone chorobowo, w tym nie miały rozpoznanej wady postawy ciała, a ich BMI mieściło się w prawidłowych granicach (tabela 2).

Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę komisji bioetycznej. Udział w badaniach był dobrowolny, połączony z zapewnieniem anonimowości zgodnie z Ustawą o ochronie danych osobowych z dnia 29 sierpnia 1997 r. (Dz. U. nr 133, poz. 883).

### Przebieg badań

Badanie obejmowało ocenę postawy ciała, dystrybucji sił reakcji podłoża na stopy i reakcji równoważnych. W celu określenia wielkości analizowanych parametrów wykorzystano system DIERS składający się z komponentów: Formetric, Pedoscan i Pedogait.

Tabela 1. Rozkład płci badanej grupy

Płeć	Częstość	Procent
Chłopcy	50	49,5
Dziewczynki	51	50,5
Ogółem	101	100

Wykorzystując metodę stereografii rasterowej, urządzenie DIERS Formetric 4D pozwala na fotogrametryczną rejestrację wideo powierzchni pleców badanego. Zebrane dane poprzez analizę formy pleców pozwalają na analizę postawy ciała [14].

System do pomiaru sił reakcji nacisku stopy i analizy chodu DIERS Pedoscan pozwala na szybkie i precyzyjne rejestrowanie rozkładu nacisku na ludzkiej stopie podczas stania. Dokonywana jest obiektywna ilościowa analiza rozkładu nacisku, szczytów nacisku i asymetrii ruchu, aby pomóc zdiagnozować deformacje stóp lub ograniczenia funkcjonalne kończyn dolnych [15].

System DIERS Pedogait pozwala na funkcjonalne odwzorowanie sił reakcji nacisku stopy podczas chodzenia. Zintegrowana platforma pomiarowa posiada 1 m długości i 5376 czujników do dokładnego uchwycenia wartości ciśnienia. Częstotliwość przyjęć wynosi 100 Hz, co odpowiada częstotliwości taktu wynoszącej 10 ms. W ten sposób unika się fałszywych pomiarów i artefaktów [15].

## Ocena postawy ciała

Postawę ciała oceniano w warunkach statycznych w pozycji stojącej habitualnej, tyłem do kamery, ze wzrokiem skierowanym na wprost (zdj. 1).

Badany stał w odległości 2 m od urządzenia pomiarowego, rozebrany do majtek, które w tylnej części były opuszczone pod pośladek. Osoby posiadające dłuższe włosy spinały je w taki sposób, iż cały kark był odsłonięty. Badanych proszono również o zdjęcie biżuterii, która mogłaby zakłócić dokładność pomiaru. Do oceny postawy wykorzystano system DIERS Formetric 4D. Pomieszczenie, w którym dokonywano pomiaru, było zaciemnione, co uniemożliwiało występowanie refleksów świetlnych. Po ustawieniu pacjenta następowało ustawienie wysokości kamery tak, aby znajdowała się na wysokości linii łączącej dolne kąty łopatek badanego. Kolejnym krokiem był cyfrowy zapis trwający ok. 3 s i zawierający 12 zdjęć oraz analiza danych, którą wykonywał program komputerowy

## Ocena dystrybucji sił reakcji nacisku stóp

Jednocześnie z oceną postawy ciała odbywał się pomiar sił reakcji podłoża na stopy oraz ruch środka ciężkości w pozycji statycznej. Pomiarów tych dokonano za pomocą skorelowanego z systemem DIERS Formetric urządzenia

**Tabela 2. Statystyki opisowe wyników pomiaru wskaźników antropometrycznych w badanej grupie (M - średnia, Me - mediana, SD - odchylenie standardowe)**

Zmienna	M	Me	SD	Minimum	Maksimum
Wiek [lata]	10,69	11	1,44	8	12
Wysokość ciała [m]	1,39	1,4	0,13	1,1	1,64
Masa [kg]	38,69	38	8,03	23	55
BMI	20,02	19,39	2,52	17	29,23

DIERS Pedoscan. Badany stał na platformie pomiarowej o wymiarach 80 × 100 cm w jej centralnej części. Stopy były ustawione na wprost w ich naturalnej swobodnej pozycji (zdj. 2).

### Analiza sił reakcji podłoża i reakcji równoważnych w warunkach dynamicznych

Ostatnim etapem badania była analiza sił reakcji podłoża i reakcji równoważnych w warunkach dynamicznych. Wykorzystano w tym celu urządzenie DIERS Pedogait składające się z bieżni i wbudowanej w nią platformy pedograficznej o wymiarach 80 × 100 cm z wbudowanymi 5376 czujnikami (zdj. 3).

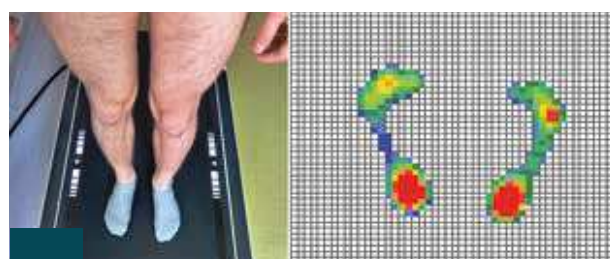
Pomiaru dokonywano w trakcie spokojnego chodu z prędkością 2 km/h. Po wejściu badanego na bieżnię była ona uruchamiana, następnie badany przez pewien czas szedł swobodnie z przytrzymaniem, aby oswoić się z warunkami badania. W kolejnym etapie prosiło się pacjenta o puszczenie poręczy i swobodny chód. Badający rozpoczął zapis, gdy uznał, że badany idzie swobodnie, nie informując go o rozpoczęciu pomiaru. Po zakończonym badaniu bieżnia zatrzymywała się samoistnie, a badający po zejściu z niej badanego uruchamiał komputerową analizę zebranych danych.

### Analizowane parametry

- Skręcenie miednicy (*pelvic torsion*) (zdj. 4).  
Parametr mierzony w stopniach; oblicza się go z wzajemnej torsji normalnych płaszczyzn w punktach dołeczków łędźwiowych (komponent pionowy).
- Maksymalne obciążenie w trakcie chodu (zdj. 5).  
Parametr obliczany w niutonach, będący siłą reakcji podłoża na stopy w momencie, kiedy w całym cyklu chodu jest ona największa. Parametr został obliczony dla lewej i prawej stopy osobno; wyliczono również różnicę pomiędzy lewą i prawą stopą.
- Czas stania na każdej z nóg w trakcie chodu (zdj. 6).  
Parametr obliczany w milisekundach, będący średnim czasem, w jakim dana stopa miała kontakt z podłożem w trakcie cyklu chodu. Średnia jest wyliczana ze wszystkich cykli chodu, które pacjent przebył na dystansie 16 m.



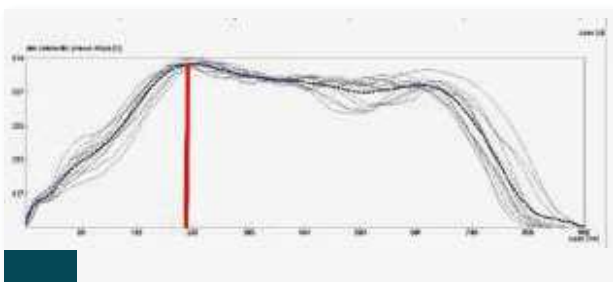
**1** Postawa badanego w trakcie badania



**2** Ustawienie stóp w pozycji habitualnej - badanie DIERS Pedoscan



**3** Bieżnia do badania DIERS Pedogait



**5** Maksymalne obciążenie w warunkach dynamicznych (parametr oznaczony pionową czerwoną linią)

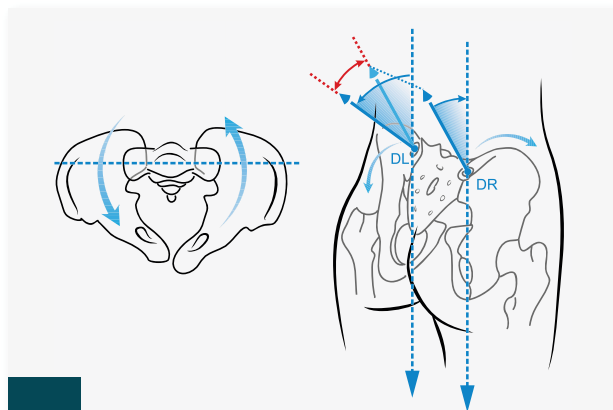
Parametr został obliczony dla lewej i prawej stopy osobno; wyliczono również różnicę pomiędzy lewą i prawą stopą.

- Maksymalne obciążenie w warunkach statycznych (zdz. 7). Parametr obliczony w  $N/cm^2$  obrazujący siłę nacisku podłoża na stopy w miejscu, gdzie jest ona największa. Parametr został obliczony dla lewej i prawej stopy osobno.
- Średnie obciążenie (zdz. 8). Parametr obliczony w  $N/cm^2$ , obrazujący średnią siłę oddziaływania podłoża na stopy. Parametr został obliczony dla lewej i prawej stopy osobno.
- Dystrybucja obciążenia stóp (zdz. 9). Parametr obliczony w procentach, obrazujący stosunek obciążenia przodostopia oraz pięty. Został wyliczony dla każdej ze stóp osobno.

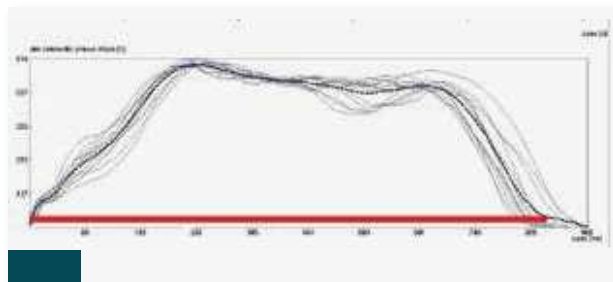
## Analiza statystyczna

Analizy statystyczne przeprowadzono przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 23. Wykonano analizy podstawowych statystyk opisowych wraz z testem Kołmogorowa-Smirnowa i analizy korelacji rangowej  $\rho$  Spearmana.

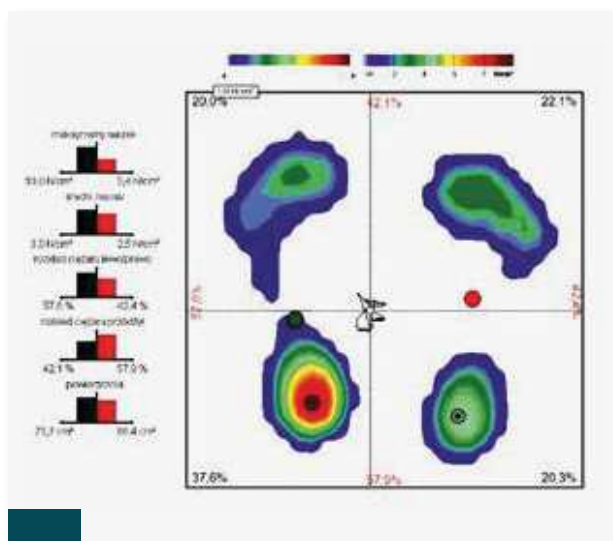
W celu oceny normalności rozkładu zmiennych wykorzystano nieparametryczny test Kołmogorowa-Smirnowa. Test K-S wykorzystuje statystykę  $\rho$ , która opiera się na porównaniu dystrybuanty empirycznej ze stabilizowaną dystrybuantą teoretyczną wynikającą z weryfikowanej hipotezy zerowej  $H_0$  [16].



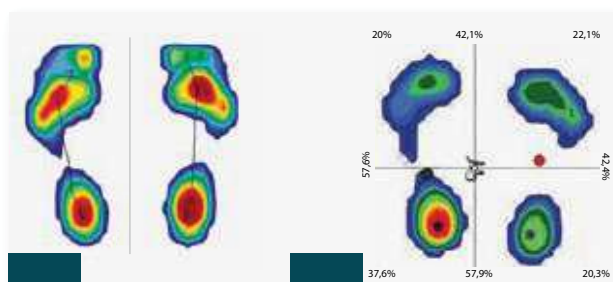
**4** Skręcenie miednicy



**6** Czas stania na każdej z nóg (parametr oznaczony czerwoną poziomą linią)



**7** Maksymalne obciążenie w warunkach statycznych (kolor czerwony obrazuje miejsce największego obciążenia, wykres słupkowy: kolor czarny - lewa stopa, kolor czerwony - prawa stopa)



**8** Średnie obciążenie

**9** Dystrybucja obciążenia stóp

Tabela 3. Podstawowe statystyki opisowe badanych zmiennych wraz z testem Kołmogorowa-Smirnowa

	M	Me	SD	Sk.	Kurt.	Min.	Maks.	K-S	p
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	0,70	0,68	2,54	0,28	0,90	-5,6	8,06	0,06	0,200
Maksymalny nacisk lewej stopy w trakcie chodu [N]	16,34	15,02	6,23	1,68	4,18	7,15	43,28	0,15	<0,001
Maksymalny nacisk prawej stopy w trakcie chodu [N]	17,31	16,1	7,41	1,33	2,73	6,8	47,22	0,10	0,018
Czas stania na lewej nodze w trakcie chodu [s]	0,87	0,83	0,21	2,71	11,51	0,6	1,93	0,14	<0,001
Czas stania na prawej nodze w trakcie chodu [s]	0,85	0,83	0,19	2,12	6,82	0,59	1,73	0,16	<0,001
Maksymalny nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] [lewa stopa - statycznie]	7,76	7,51	2,73	0,82	2,45	1	18,61	0,10	0,013
Maksymalny nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] [prawa stopa - statycznie]	7,51	7,44	2,48	0,42	1,48	1	15,58	0,07	0,200
Średni nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] [lewa stopa - statycznie]	2,86	2,82	0,68	0,08	1,21	0,67	5,12	0,08	0,110
Średni nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] [prawa stopa - statycznie]	2,83	2,83	0,56	-0,11	0,46	1	4,11	0,06	0,200
Rozkład nacisku [%] [lewa stopa przód - statycznie]	20,08	19,57	6,14	0,60	0,44	9,38	38,06	0,05	0,200
Rozkład nacisku [%] [lewa stopa tył - statycznie]	29,94	30,81	7,07	0,27	0,37	12,81	49,8	0,07	0,200
Rozkład nacisku [%] [prawa stopa przód - statycznie]	21,55	22,05	7,11	-0,11	0,91	0	39,48	0,07	0,200

M - średnia; Me - mediana; SD - odchylenie standardowe; Sk. - skośność; Kurt. - kurtoza; Min. i Maks. - najniższa i najwyższa wartość rozkładu; K-S - wynik testu Kołmogorowa-Smirnowa; p - istotność

Do określenia zależności pomiędzy badanymi zmiennymi wykorzystano analizy korelacji rangowej p Spearmana. To nieparametryczny odpowiednik współczynnika r-Pearsona. Podobnie jak w przypadku parametrycznej korelacji ten współczynnik również mierzy siłę współzależności pomiędzy zmiennymi, jednak w tym przypadku nie jest już wymagana skala ilościowa o rozkładzie normalnym. Rangi określają pozycję, na której znajduje się dana obserwacja po uszeregowaniu danych. W przypadku wystąpienia jednakowych wartości zmiennych należy przyporządkować im średnią arytmetyczną obliczoną z ich kolejnych numerów – pozycji [17].

Za poziom istotności w niniejszym rozdziale uznano  $p < 0,05$ . Wyniki  $p$  w zakresie od 0,05 do 0,1 były uznawane za wyniki bliskie istotności statystycznej.

## Wyniki

W pierwszym kroku zostały obliczone podstawowe statystyki opisowe badanych zmiennych ilościowych wraz z testem Kołmogorowa-Smirnowa sprawdzającym normalność rozkładu tych zmiennych. Jak widać w tabeli 3, znacząca większość pomiarów okazała się przyjmować rozkłady odmienne od rozkładu normalnego, na co wskazuje istotny statystycznie wynik testu Kołmogorowa-Smirnowa, który wykazał, że rozkład większości badanych zmiennych był znacznie odmienny od rozkładu Gaussa. Tak więc dla zachowania spójności wyników w niniejszej pracy były wykonywane analizy statystyczne przy użyciu testów nieparametrycznych.

Zbadano związek kąta skręcenia miednicy DL-DR z pozostałymi badanymi zmiennymi. Jak widać w tabeli 4, odnotowano siedem istotnych statystycznie korelacji. Poziom skręcenie miednicy korelowało dodatnio z wartością maksymalnego nacisku prawej stopy, czasem stania na prawej nodze w trakcie chodu oraz maksymalnym naciskiem lewej

i prawej stopy i rozkładem procentowym nacisku lewej pięty w warunkach statycznych. Z kolei skręcenie miednicy korelowało ujemnie z poziomem rozkładu nacisku procentowego zarówno lewego, jak i prawego przodostopia w warunkach statycznych. Dodatkowo odnotowano pojedynczą korelację na poziomie tendencji statystycznej. Poziom skręcenie miednicy korelowało dodatnio z poziomem średniego nacisku lewej stopy w warunkach statycznych.

Skręcenie miednicy korelowało z maksymalnym naciskiem lewej stopy (0,343,  $p < 0,001$ ), maksymalnym naciskiem prawej stopy (0,284,  $p = 0,004$ ), naciskiem lewego przodostopia (-0,266,  $p = 0,007$ ), naciskiem lewej pięty (0,404,  $p < 0,01$ ) oraz naciskiem prawego przodostopia (-0,227,  $p = 0,023$ ) w badaniu statycznym (tabela 4). Skręcenie miednicy korelowało również z maksymalnym naciskiem prawej stopy (0,266,  $p = 0,007$ ) oraz czasem stania na prawej nodze (0,354,  $p < 0,01$ ) w trakcie analizy chodu (tabela 4).

## Dyskusja

Zmiany w obrębie postawy ciała wpływają na zaburzenie proporcji obciążenia stóp [5]. Przyjmuje się, że fizjologiczne obciążenie obu kończyn powinno wynosić po 50% dla każdej strony, natomiast rozkład obciążenia dla każdej ze stóp powinien kształtować się następująco: pięty – 60%, przodostopie – 40% [18].

Winter [19] pisze, że każda zmiana ustawienia górnej części tułowia skutkuje przesunięciem środka masy ciała, co poprzez stawy biodrowe i skokowy przenosi się na podeszwową część stopy, powodując zmianę rozkładu obciążenia. Carlsöö [5] wiąże to zjawisko z irradacją napięcia mięśni krzyżowo-grzbietowych, przenoszącą napięcie na mięśnie łydki, powodującą zmianę proporcji obciążenia poszczególnych części stóp.

Przy odchyleniach dotyczących odcinka lędźwiowego miednica może być wpisana w krzywiznę lędźwiową, co skutkuje trójwymiarowym przesunięciem w tym samym kierunku co kręgi lędźwiowe. Może też być wpisana w przeciwległą krzywiznę i podlegać przemieszczeniu w przeciwnym kierunku. Zniekształcenie miednicy jest wypadkową trójwymiarowego przemieszczenia i trójwymiarowego wewnętrznego jej zniekształcenia. Obserwując nierówne ustawienie kołców biodrowych, mimo że kończyny dolne są równe, dostrzega się przesunięcie obciążenia na przednią część stopy, w którą zrotowana jest miednica, i piętę stopy przeciwnej [20]. Osiągnięte wyniki potwierdzają tę tezę, ponieważ ze skruceniem miednicy w badaniach własnych korelował szereg parametrów dotyczących rozkładu reakcji sił podłoża (tabela 4). Skrucenie miednicy jest więc istotnym parametrem determinującym rozkład sił reakcji podłoża zarówno w pozycji statycznej, jak i w trakcie chodu. Co więcej, wpływ skrucenia jest dostrzegalny zarówno w przypadkach poważnych deformacji, jak i przy niewielkich przesunięciach [20].

## Wnioski

Wielkość skrucenia miednicy wpływa na rozkład sił reakcji podłoża na stopy w warunkach statycznych oraz w trakcie chodu. ■

### PIŚMIENICTWO

- Wafai L., Zayegh A., Woulfe J., Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry, *Sensors* 2015; 15: 20392–20408.
- Roll R., Kavounoudias A., Roll J., Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness, *NeuroReport* 2002; 13: 1957–1961.
- Rougier P.R., Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance, *Journal of Biomechanics* 2007; 40: 2477–2482.
- Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P., Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience Letters* 1999; 266: 181–184.
- Carlsöö S., The static muscle load in different work positions: an electromyographic study, *Ergonomics* 1961; 4: 193–211.
- Kiezbak W.P., Ustawienie mostka i kości krzyżowej w odniesieniu do krzywizny kregosłupa jako sposób wartościowania sylwetki ciała podczas siedzenia, *Wydawnictwo Uniwersytetu Jana Kochanowskiego, Kielce* 2018.
- Wawrzyniak A., Tomaszewski M., Mews J., Jung A., Kalicki B., Wady postawy u dzieci i młodzieży jako jeden z głównych problemów w rozwoju psychosomatycznym, *Pediatría i Medycyna Rodzinna* 2017; 13: 72–78.
- Vuillerme N., Chenu O., Demongeot J., Payan Y., Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system, *Exp Brain Res* 2007; 179: 409–414.
- Nowotny J., Czupryna K., Rottermund J., O skoliozach inaczej [cz. 1]. Podstawy fizjologiczne i fizjopatologiczne terapii skolioz, *Eur J Clin Exp Med* 2012; 3: 341–350.
- Michalak K.P., Przekoracka-Krawczyk A., Zabel M., Wpływ informacji wzrokowej na proces kontroli balansu ciała. *Optyka* 2018; 6: 38–42.
- Breton-Torres I., Trichot S., Yachouh J., Jammet P., Temporomandibular joint disorders: Physiotherapy and postural approaches, *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale* 2016; 117: 217–222.
- Melam G.R., Buragadda S., Effect of different positions on FVC and FEV1 measurements of asthmatic patients, *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 591–593.
- Meller-Gattenyo L., Postural control in standing among adolescents with idiopathic scoliosis, *Scoliosis* 2009; 4: 1–22.
- Massimiliano M., Raimondi P., Paoloni M., Pellanera S., Di Michele A., Di Renzo S., Vanadia M., Dimaggio M., Murgia M., Santilli V., Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography, *European Spine Journal* 2013; 22: 367–371.
- Draus C., Moravec D., Kopiec A., Knott P., Comparison of barefoot vs. shod gait on spinal dynamics using DIERS Formetric 4D and DIERS Pedoscan Systems. *Open Journal of Therapy and Rehabilitation* 2015; 3: 70–76.
- Razali N.M., Wah Y.B., Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests, *Journal of Statistical Modeling and Analytics* 2011; 2: 21–33.
- Hauke J., Kossowski T., Comparison of values of Pearson's and Spearman's correlation coefficients on the same sets of data, *Quaestiones Geographicae* 2011; 30: 87–93.
- Cavanagh P., Abdul Razak A.H., Zayegh A., Begg R.K., Wahab Y., Foot Plantar Pressure Measurement System: a review, *Sensors* 2012; 12: 9884–9912.
- Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture* 1995; 3: 193–214.
- Wilczynski J., Asymmetries of the shoulder and pelvic girdles in girls with scoliosis and scoliotic posture, *Studia Medyczne* 2013; 29: 152–159.

**Tabela 4. Związki pomiędzy poziomem skrucenia miednicy DL-DR a pozostałymi badanymi zmiennymi**

		Skrucenie miednicy DL-DR [°]
Maksymalny nacisk lewej stopy w trakcie chodu [N]	$\rho$ Spearmana	0,135
	istotność	0,179
Maksymalny nacisk prawej stopy w trakcie chodu [N]	$\rho$ Spearmana	0,266
	istotność	0,007
Czas stania na lewej nodze w trakcie chodu [s]	$\rho$ Spearmana	0,152
	istotność	0,130
Czas stania na prawej nodze w trakcie chodu [s]	$\rho$ Spearmana	0,354
	istotność	<0,001
Maksymalny nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] (lewa stopa - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,343
	istotność	<0,001
Maksymalny nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] (prawa stopa - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,284
	istotność	0,004
Średni nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] (lewa stopa - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,181
	istotność	0,070
Średni nacisk [N/cm <sup>2</sup> ] (prawa stopa - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,114
	istotność	0,256
Rozkład nacisku [%] (lewa stopa przód - statycznie)	$\rho$ Spearmana	-0,266
	istotność	0,007
Rozkład nacisku [%] (lewa stopa tył - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,404
	istotność	<0,001
Rozkład nacisku [%] (prawa stopa przód - statycznie)	$\rho$ Spearmana	-0,227
	istotność	0,023
Rozkład nacisku [%] (prawa stopa tył - statycznie)	$\rho$ Spearmana	0,058
	istotność	0,563

# DIERS 4D motion® Lab

## Całościowa analiza ruchu

DIERS 4D motion® Lab tworzy nowe standardy w zakresie analizy ruchu: po raz pierwszy możliwe jest pokazanie wzajemnego oddziaływania kręgosłupa, osi kończyn dolnych oraz nacisku stóp w jednym synchronicznym badaniu, dzięki czemu rozpoznanie nieprawidłowości we wzorcach ruchowych jest łatwiejsze, a terapia efektywniejsza.

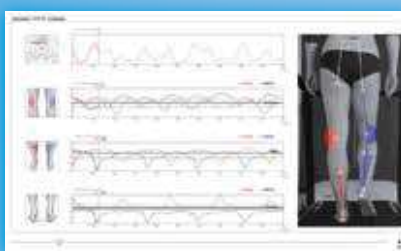
### Możliwości zastosowania klinicznego:

- **Deficyty postawy:**  
Skoliozy, kifozy, lordozy, blokady, skrzywienia miednicy, różnice w długości kończyn dolnych, ...
- **Asymetrie ruchu**
- **Wady stóp i deficyty chodu**  
Indywidualne zaopatrzenie we wkładki ortopedyczne
- **Badania kontrolne**  
Wkładki korygujące postawę, zaopatrzenie w protezy i ortezy, terapia treningowa & fizjoterapia

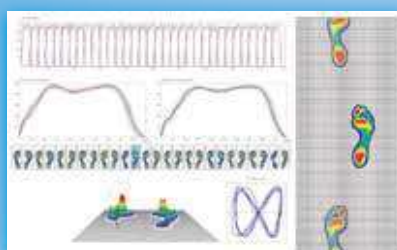
i wiele innych



Dynamiczna analiza kręgosłupa



Wideoanaliza chodu



Dynamiczny pomiar nacisku stóp

