

# Inercyjny system pomiarowy do obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie

Use of inertial measurement system for objective assessment of passive vulnerability for spine stretching

Artykuł recenzowany

KRYSTIAN  
KLIMOWSKI<sup>1</sup>,  
JACEK  
STANISZEWSKI<sup>2</sup>,  
ARTUR DRUŻDŹ<sup>3,4</sup>,  
ANNA BRYL<sup>3</sup>,  
PIOTR SAUER<sup>5</sup>

<sup>1</sup>CUBE Systems,  
www.cubesystems.pl,  
k.klimowski@cubesystems.pl

<sup>2</sup>SKOLIO Centrum Leczenia  
Schorzeń Kręgosłupa,  
www.skolio.pl,

jacek\_staniszewski@skolio.pl

<sup>3</sup>Wielospecjalistyczny Szpital  
Miejski im. Józefa Strusia  
w Poznaniu,

Oddział Neurologiczny

<sup>4</sup>AWF w Poznaniu,  
Katedra Rehabilitacji  
w Chorobach Wewnętrznych

<sup>5</sup>Politechnika Poznańska,  
Katedra Sterowania  
i Inżynierii Systemów

## Streszczenie

Prezentowany artykuł jest studium nad problemem wykorzystania inercyjnego systemu pomiarowego w obiektywnej ocenie biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie. Przeprowadzone badania miały na celu sprawdzenie, czy zaproponowany system może zostać wykorzystany do oceny zagadnienia rozciągliwości kręgosłupa. W artykule zaproponowano pomiar orientacji punktów odniesienia położonych w pobliżu osi kręgosłupa, jako najlepszą metodę oceny efektywności pojedynczego zabiegu. Metoda analizy zakłada wykorzystanie 10 punktów odniesienia umieszczonych po obu stronach kręgosłupa w płaszczyźnie osi czołowej człowieka.

## Abstract

This paper studies the problem of the use of the inertial measurement system in an objective assessment of passive vulnerability of spine stretching. The aim of the research was to establish whether the proposed system can be used to assess an issues of spine extensibility. In this paper it has been suggested to use the measurement of the orientation of the reference points which are located near the spinal axis as the best method for assessing the effectiveness of a single treatment. The analytical method involves using 10 reference points located on the both sides of the spine in the coronal plane of the body.

## WSTĘP

Przeprowadzone badania mają na celu sprawdzenie skuteczności działania zaproponowanego systemu inercyjnego, który ma być wykorzystany do obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie. W pracy zaprezentowano wyniki dla jednego pacjenta, które miały być podstawą do opracowania autorskiej metody analitycznej oceny podatności kręgosłupa. Wykonane obliczenia wskazały dalsze kierunki rozwoju zaproponowane-

go systemu. Osiągnięte wyniki motywują autorów do rozbudowy systemu, wykonania specjalistycznego oprogramowania oraz przeprowadzenia badań na większej liczbie pacjentów. Wstępne badania przeprowadzono na pacjencie płci męskiej, o wysportowanej sylwetce, wiek 18 lat, wzrost 182 cm, Pacjenta charakteryzuje skolioza o skrzywieniu 23°. Grupą docelową do przeprowadzenia dalszych badań są dzieci w wieku od 12 do 18 roku życia ze stwierdzoną skoliozą.

Nazwa skolioza obejmuje heterogenną grupę schorzeń polegającą na zmianie kształtu i ustawienia kręgosłupa, zdefiniowane jako skrzywienia kręgosłupa przekraczające 10 stopni kąta Cobba w pozycji stojącej [4, 5]. Skoliozy dotyczą 2-3% populacji dzieci i młodzieży, natomiast skrzywienia powyżej 20°, wymagające leczenia zachowawczego, obejmują 0,3-0,5% [4, 5].

## METODY I NARZĘDZIA

### WARUNKI BADANIA

Wykonane badania były poprzedzone badaniem podmiotowym oraz analizą radiologiczną zdjęcia RTG. Zdjęcie RTG zostało wykonywane w pozycji stojącej w projekcji a-p odcinka lędźwiowego oraz piersiowego kręgosłupa. Po przeprowadzonym badaniu określono następujące punkty wskaźnikowe:

- wyrostek ościsty S2,
- krawędź zewnętrzna wyrostka ościstego kręgu szczytowego odcinka lędźwiowego,
- krawędź zewnętrzna wyrostka ościstego kręgu szczytowego odcinka piersiowego,
- kąty zewnętrzne łopatek poniżej grzebieni.

Z punktów wskaźnikowych kręgosłupa wyznaczono rzuty pionowe do poziomu punktu wskaźnikowego leżącego poziom niżej. W ten sposób powstaje odległość pomiędzy punktem wskaźnikowym, a rzutem punktu wskaźnikowego z poziomu wyższego. Do badania pacjent przystępował w samej bieliźnie.

W trakcie badania pacjent przybierał dwie pozycje w specjalistycznym urządzeniu – klatce rehabilitacyjnej. Do urządzenia po przeciwnych stronach dołączone były po dwa pasy z systemem napinaczy. Pasy te powodowały wychylenia boczne miednicy, zgięcia boczne z rotacją neutralną kręgów określonych odcinków kręgosłupa oraz pochylenia boczne z rotacją obręczy barkowej.

Pacjent stał na jednej kończynie dolnej, przodem do przedniej ścianki urządzenia. Kończyna nie podporowa ułożona była w jednej z trzech pozycji:

1. Ułożenie przedpropulsyjne – przeprost w stawie biodrowym, delikatne zgięcie w stawie kolanowym oraz w stawie skokowym stopy. Stopa opiera się o podłogę;
2. Ułożenie popropulsyjne – zgięcie w stawie biodrowym do 90°, zgięcie w stawie kolanowym 90°, zgięcie w stawie skokowym. Stopa ułożona jest na taborecie. Wysokość taboretu około 25 cm;
3. Ułożenie popropulsyjne z rotacją miednicy – zgięcie w stawie biodrowym do 90° wraz z rotacją wewnętrzną, zgięcie w stawie kolanowym 90°, zgięcie w stawie skokowym. Ułożenie kończyny górnej powoduje elewację przednią miednicy.

Poprzez odpowiednie naciągnięcie pasów u pacjenta uzyskano odpowiednie przesunięcia zgięcia boczne kręgów dolnego odcinka lędźwiowego.

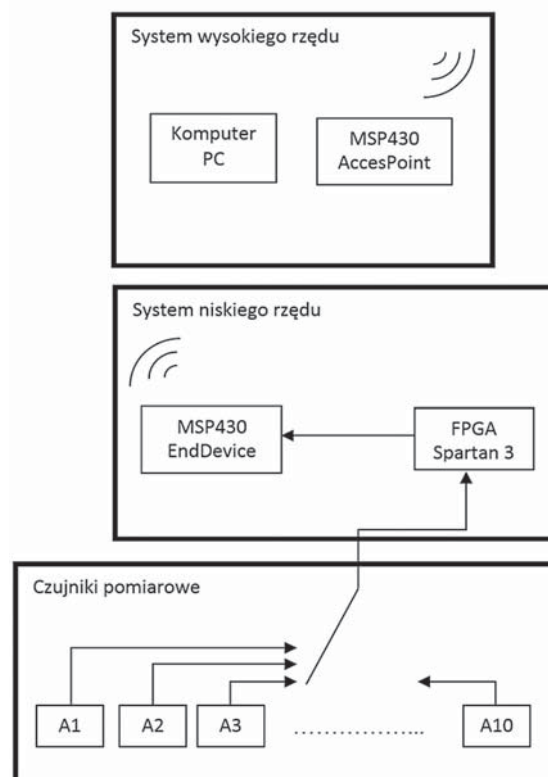
Przesunięcie utrzymywano przez 20 minut dla jednej pozycji ułożeniowej pacjenta. W tym czasie zbierano dane pomiarowe. W trakcie całego badania zastosowano dwie pozycje ułożeniowe w odpowiednim stosunku czasowym. Przejście do drugiej pozycji było związane ze zmianą kończyny podporowej.

### NARZĘDZIE POMIAROWE

W przeprowadzonych badaniach wykorzystano system pomiarowy składający się z:

- 10 czujników inercyjnych firmy STMicroelectronics LIS3LV02DQ [6],
- zestawu uruchomieniowego z mikrokontrolerem MSP430 wykorzystującego transmisję bezprzewodową,
- komputera klasy PC, na którym wykonywano niezbędne obliczenia.

Zebrałe dane zostały opracowane z wykorzystaniem środowiska MATLAB. Schemat blokowy systemu pomiarowego przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Schemat blokowy systemu pomiarowego  
Fig. 1. Measurement system block diagram

Cykl pomiarowy stanowią dwa pomiary stanu czujnika. Przy pierwszym pomiarze zostają zebrane dane przyspieszenia oddziałującego na czujnik z uwzględnieniem przyspieszenia ziemskiego. Przed drugim pomiarem, mikrokontroler wysyła rozkaz załączenia wbudowanego w strukturę czujnika filtra górnoprzepustowego. Filtr ten zapewnia odcięcie składo-

wych stałych oraz szumów o niskich częstotliwościach. Dzięki temu w drugim pakiecie danych pomiarowych otrzymuje się wartości przyspieszeń związane jedynie z dynamiką ruchu. Przed kolejnym cyklem pomiarowym filtr ponownie zostaje wyłączony.

Pomiar zostaje przesłany do komputera gdzie uzyskane dane zostają przeliczone w odniesieniu do wartości przyspieszenia ziemskiego wyrażonego w [g] (czujnik leżąc swobodnie, na osi skierowanej pionowo w dół wskazuje  $1g \approx 9,81 \text{ m/s}^2$ ), a następnie zgodnie ze wzorami (1) (2) (3) [3] zostają określone kąty położenia czujnika względem orientacji Ziemi:

$$\alpha = \arctan \frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}}, \quad (1)$$

$$\beta = \arctan \frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}}, \quad (2)$$

$$\gamma = \arctan \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}}, \quad (3)$$

gdzie:  $x, y, z$  – przyspieszenie w danej osi.

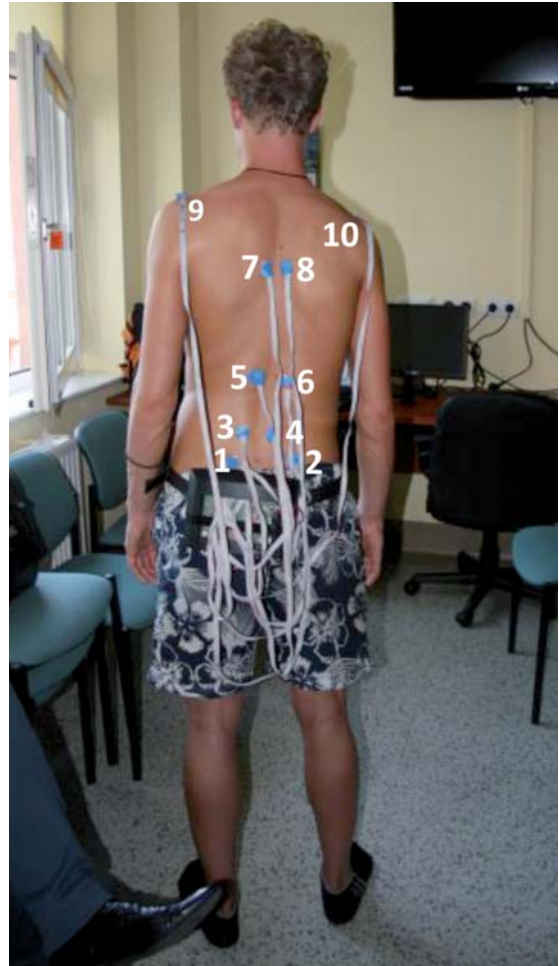
Omawiany system pozwala na pośredni pomiar kątów w ortogonalnym układzie współrzędnych OXYZ poprzez pomiar wszystkich składowych rejestrowanego przyspieszenia.

Czujniki inercyjne umieszczono na plecach pacjenta w płaszczyźnie czołowej zgodnie z rysunkim 2 w punktach wskaźnikowych oznaczonych markerem (punkty te omówiono w rozdziale *Warunki badania*). Poszczególne liczby na rysunku 2. odnoszą się do numeracji czujników w systemie. Rysunek 3 przedstawia zdjęcie RTG kręgosłupa pacjenta biorącego udział w eksperymencie.

Odległości między czujnikami nie mają wpływu na wartość pomiaru, ponieważ do analizy brana jest jedynie orientacja poszczególnych czujników. Istotne jest, aby czujniki były ułożone w tej samej płaszczyźnie, oraz aby odpowiednie osie czujników były skierowane w tych samych kierunkach.

Podczas analizy wyników rozpatruje się zależność pomiędzy przemieszczeniem czujników, a zmianą kątową ustawienia kręgów kręgosłupa. Przesunięcie czujników 5 i 6 w kierunku osi głównej świadczy o zmniejszeniu kąta nachylenia kręgów segmentów poniżej czujników 5 i 6. Wartość ta mierzona jest także u pacjenta przez czujniki 3 i 4, które odpowiadają dolnym kręgom granicznym skoliozy. Można więc założyć, że czym większa jest wartość przemieszczenia czujników, tym większa jest zmiana korekcyjnego ustawienia kręgów.

Dokładność i jakość wykonanych pomiarów z wykorzystaniem wspomnianego systemu były weryfi-



Rys. 2. Rozmieszczenie czujników pomiarowych  
Fig. 2. Sensors locations



Rys. 3. Zdjęcie RTG pacjenta biorącego udział w eksperymencie  
Fig. 3. X-ray picture of the examined patient



kowane empirycznie z wykorzystaniem uznanego systemu wizyjnego powszechnie wykorzystywanego do analizy ruchu człowieka [1].

### WYNIKI

Sprawdzenie możliwości wykorzystania systemu inercyjnego do obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie przeprowadzono na jednym pacjencie w laboratorium Oddziału Neurologicznego, Wielospecjalistycznego Szpitala Miejskiego im. Józefa Strusia w Poznaniu. W trakcie badania obecni byli lekarze specjaliści w dziedzinach neurologii, fizjoterapeuta oraz inżynier obsługujący system.

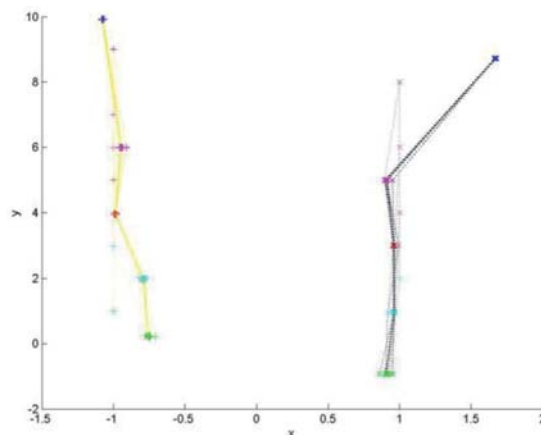
Na plecach pacjenta zamontowano czujniki inercyjne wg. wskazań fizjoterapeuty. Rysunek 4 przedstawia pacjenta w trakcie badania.



Rys. 4. Pozycja pierwsza pacjenta w trakcie zabiegu w klatce rehabilitacyjnej

Fig. 4. Patient in first position under examination in rehabilitation frame

W pierwszej części eksperymentu przeprowadzono pomiar przyspieszeń w punktach wskaźnikowych pacjenta przed wykonaniem procedury rozciągania kręgosłupa (Rys. 5). Procedura badania przebiegała jak opisano w rozdziale *Warunki badania*.

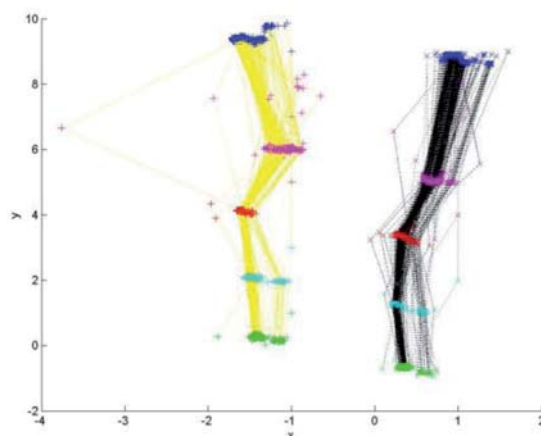


Rys. 5. Pomiar orientacji ciała przed zabiegiem

Fig. 5. Body orientation calculations before ex manipulations amination

Tab. 1. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 1. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0097	Czujnik 10	0.0104
Czujnik 7	0.0078	Czujnik 8	0.086
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0067
Czujnik 3	0.0028	Czujnik 4	0.0043
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0013

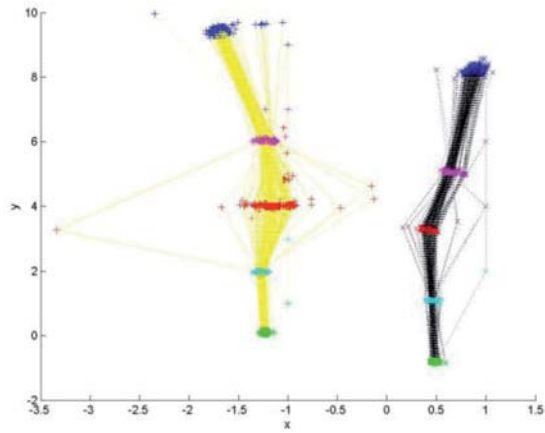


Rys. 6. Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 1.

Fig. 6. Body orientation calculations under manipulations – patient position 1

Tab. 2. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 2. Each sensor orientation covariance

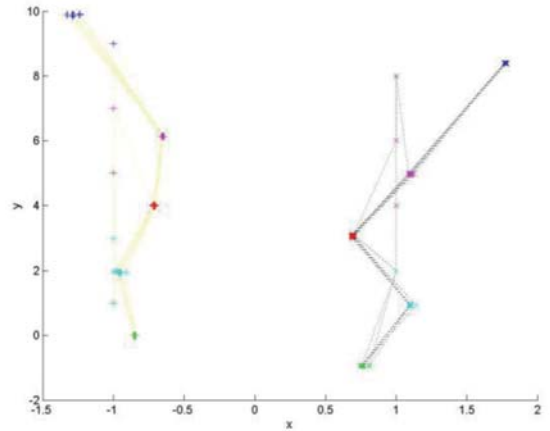
Czujnik 9	0.0025	Czujnik 10	0.0016
Czujnik 7	0.0025	Czujnik 8	0.0079
Czujnik 5	0.0009	Czujnik 6	0.0009
Czujnik 3	0.0005	Czujnik 4	0.0004
Czujnik 1	0.0004	Czujnik 2	0.0004



Rys. 7. Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 2  
Fig. 7. Body orientation calculations under manipulations – patient position 2

Tab. 3. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3. Each sensor orientation covariance

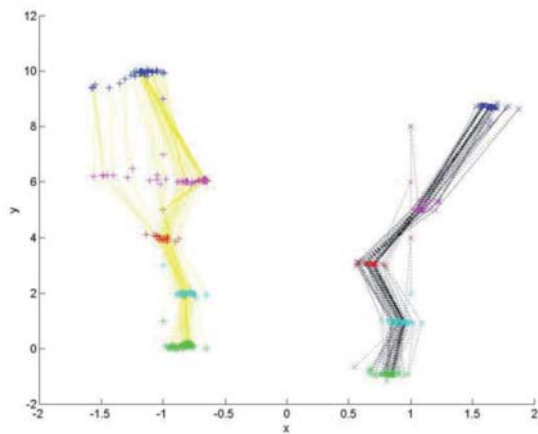
Czujnik 9	0.0031	Czujnik 10	0.0027
Czujnik 7	0.0013	Czujnik 8	0.0025
Czujnik 5	0.0027	Czujnik 6	0.0853
Czujnik 3	0.0004	Czujnik 4	0.0008
Czujnik 1	0.0001	Czujnik 2	0.0019



Rys. 9. Pomiar orientacji ciała 20 minut po zabiegu  
Fig. 9. Body orientation calculations after 20 minutes

Tab. 5. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 5. Each sensor orientation covariance

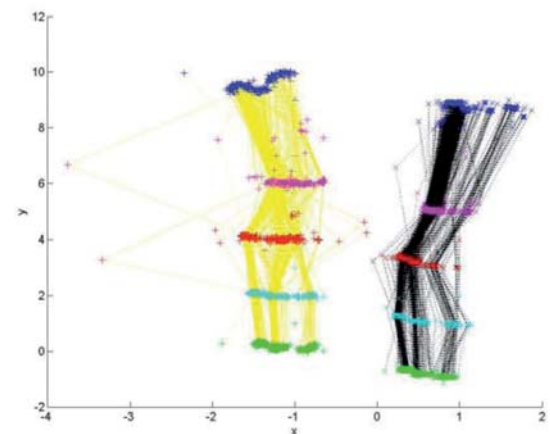
Czujnik 9	0.0112	Czujnik 10	0.0141
Czujnik 7	0.0091	Czujnik 8	0.0106
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0070
Czujnik 3	0.0412	Czujnik 4	0.0025
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0351



Rys. 8. Pomiar orientacji ciała tuż po zabiegu.  
Fig. 8. Body orientation calculations just after manipulations

Tab. 4. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 4. Each sensor orientation covariance

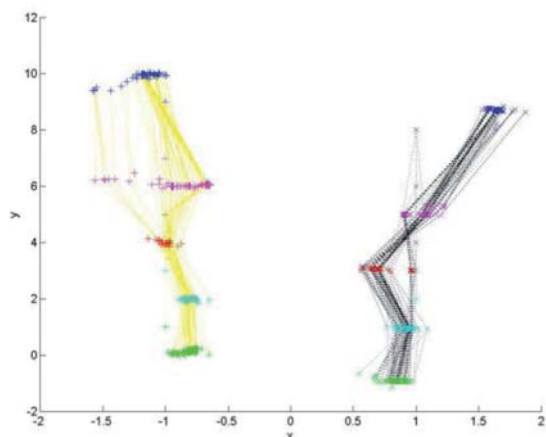
Czujnik 9	0.0103	Czujnik 10	0.0090
Czujnik 7	0.0060	Czujnik 8	0.0073
Czujnik 5	0.0039	Czujnik 6	0.2854
Czujnik 3	0.0024	Czujnik 4	0.0037
Czujnik 1	0.0023	Czujnik 2	0.0014



Rys. 10. Cały zabieg.  
Fig. 10. Full examination.

Tab. 6. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 6. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0034	Czujnik 10	0.0028
Czujnik 7	0.0024	Czujnik 8	0.0058
Czujnik 5	0.0019	Czujnik 6	0.0566
Czujnik 3	0.0013	Czujnik 4	0.0009
Czujnik 1	0.0004	Czujnik 2	0.0017



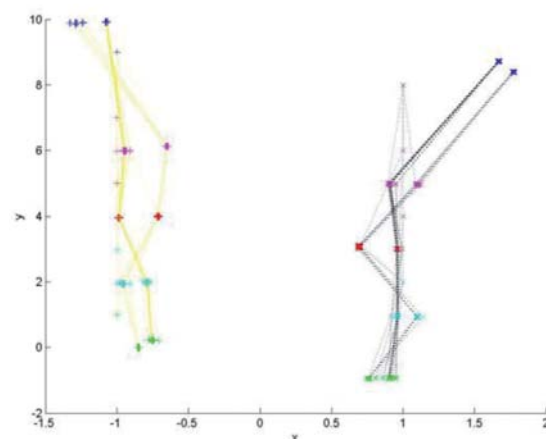
Rys. 11. Zestawienie pomiaru przed i tuż po zabiegu

Fig. 11. Juxtaposition calculations before and just after manipulations

Tab. 7. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 7. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0101	Czujnik 10	0.0097
Czujnik 7	0.0068	Czujnik 8	0.0078
Czujnik 5	0.0043	Czujnik 6	0.2236
Czujnik 3	0.0026	Czujnik 4	0.0039
Czujnik 1	0.0014	Czujnik 2	0.0014



Rys. 12. Zestawienie pomiaru przed i 20 minut po zabiegu

Fig. 12. Juxtaposition calculations before and 20 minutes after manipulations

Tab. 8. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 8. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0107	Czujnik 10	0.0118
Czujnik 7	0.0083	Czujnik 8	0.0093
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0068
Czujnik 3	0.0170	Czujnik 4	0.0036
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0142

W trakcie całej procedury badawczej dane z czujników były zbierane i zapisywane. Pacjent przyjmował dwie pozycje jak opisano w punkcie *Warunki badania*. W każdej z pozycji pozostawał przez czas 20 minut. W trakcie zmiany ułożenia ciała zbieranie danych było zatrzymane. Wizualizację danych w obu pozycjach przedstawiają rysunki 6 i 7.

Po wykonaniu badań dla dwóch pozycji ułożeniowych pacjenta w klatce rehabilitacyjnej, zebrano dane porównawcze celem porównania pozycji pacjenta przed i po podaniu go procesowi rozciągania kręgosłupa (Rys. 8). Po kolejnych 20 minutach odpoczynku wykonano kolejną serię pomiarów celem weryfikacji czy stan się utrzyma (Rys. 9).

Rysunek 10 przedstawia złożenie wszystkich uzyskanych wyników, które przedstawiają zmianę orientacji dla każdego z czujników.

W celu obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie postanowiono dokonać odpowiednich obliczeń matematycznych. Za obiektywną wielkość opisującą dynamikę zmian w trakcie całego badania przyjmuje się wielkość kowariancji dla wektora oddziaływania przyspieszenia ziemskiego na poszczególne czujniki. Stąd, im większa wartość kowariancji, tym orientacja danego czujnika ulegała większej zmianie. Tabele pod właściwymi rysunkami przedstawiają wyniki współczynnika kowariancji dla przyłożonego wektora przyspieszenia ziemskiego dla poszczególnych czujników. Na podstawie przedstawionych grafik, oraz wyników kowariancji można wnioskować, że największa dynamika zmian w położeniu kręgosłupa miała miejsce w położeniu czujnika 6.

## PODSUMOWANIE

Prezentowane wyniki pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe może służyć jako obiektywna metoda pomiaru do badania biernej podatności na rozciągliwość kręgosłupa. Celem ustandaryzowania metody zakłada się opracowanie odpowiednich metod mocowania czujników, ścisłego opisanie miejsc pomiarowych, dopracowanie algorytmu obliczeniowego oraz przeprowadzenie badań na większej liczbie pacjentów.

Wartość kowariancji u pacjenta stojącego jest niewielka. Wartości kowariancji w pozycji 1 jest także niewielka, mimo iż kierunek działania sił pasów napinających urządzenia był określony. Z kolei kowariancja czujników 5 i 6 w pozycji 2 zdecydowanie zwiększyła się, co świadczyłoby o korektywnej zmianie kąta ułożenia kręgów granicznych skoliozy.

Kowariancja tych samych czujników po zabiegu zmniejszyła się, choć była większa niż przed zabiegami. Jednakże z analizy graficznej pomiaru można wnioskować, iż czujniki przemieściły się w kierunku korektywnym. Przekłada się to na zmniejszenie



# Roboty w służbie medycyny



## RobinHeart

polski produkt, współpraca  
FRK - Meden-Inmed

## Vertimo Hi-Lo Step

polski produkt, współpraca  
PIAP - Meden-Inmed



Więcej informacji na:

[www.meden.com.pl](http://www.meden.com.pl)

kąta pochylenia bocznego kręgow granicznych na poziomie L3-4. Po 20 minutach od zakończenia procesu poddawania kręgosłupa rozciąganiu kowariancja ponownie jest niewielka, choć układ graficzny wskazuje, że pozytywne przemieszczenia czujników się utrzymało. Wskazuje to na ustabilizowanie korektywnej zmiany ułożenia kręgow granicznych po rozciąganiu.

Przedstawione wyniki eksperymentu pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe daje obiektywne wyniki celem wnioskowania podatności kręgosłupa na rozciąganie.

Dalsze kierunki prac będą polegać na ustandaryzowaniu pomiaru, lepszej filtracji danych oraz uzyskaniu większej ilości informacji z systemu dla dokładniejszej weryfikacji podatności kręgosłupa na rozciąganie.

## LITERATURA

- [1] K. Klimowski, P. Sauer, „Wykorzystanie czujnika akcelerometrycznego do pomiaru zgięcia w stawie kolanowym”, Krajowa Konferencja Robotyki 2012, 12-16 Września 2012, Świeradów-Zdrój.
- [2] Ł. Borucki, K. Klimowski, D. Budzyński, P. Sauer, W. Szyfter, „Ocena precyzji chirurgicznej w otologii – doświadczenia na symulatorach”, IV Międzynarodowa Konferencja Otolologii i Neurootologii Polskiego Towarzystwa Otolaryngologów Chirurgów Głowy i Szyi „Otologia 2013”, Warszawa 21-23 Listopada 2013.
- [3] S. Łuczak, „Pomiar odchylenia od pionu z użyciem akcelerometrów MEMS”, czasopismo Pomiary Automatyka Robotyka 7-8/2008.
- [4] T. Kotwicki, J. Durmała, D. Czaprowski, M. Głowacki, M. Kołban, S. Snela, Z. Śliwiński, I. Kowalski, „Zasady leczenia nieoperacyjnego skolioz idiopatycznych – wskazówki oparte o zalecenia SOSort 2006 (Society on Scoliosis Orthopaedics and Rehabilitation Treatment)”, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, MEDSPORTPRESS, 2009, Vol. 11, 379-395.
- [5] A. Kwolek wsp. „Rehabilitacja w bocznych skrzywniach kręgosłupa”, Rehabilitacja Medyczna, Elsevier Urban&Partner, 2013, 207-266.
- [6] [http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL\\_RESOURCES/TECHNICAL\\_LITERATURE/DATASHEET/CD00047926.pdf](http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00047926.pdf).