

---

# Studium wykonalności obiektywnej oceny skuteczności zabiegu rehabilitacji skoliozy z wykorzystaniem inercyjnego systemu pomiarowego

**Feasibility studies of objective assessment of scoliosis rehabilitation effectiveness with inertial measurement system**

*Krystian Klimowski<sup>1</sup>, Jacek Staniszewski<sup>2</sup>, Artur Drużdż<sup>3,4</sup>, Anna Bryl<sup>3</sup>, Piotr Sauer<sup>5</sup>*

---

## Streszczenie

Artykuł stanowi studium nad problemem wykorzystania inercyjnego systemu pomiarowego w obiektywnej ocenie skuteczności rehabilitacji skoliozy. Przeprowadzone badania miały na celu sprawdzenie, czy zaproponowany system może zostać wykorzystany do oceny autorskiej metody rehabilitacyjnej. W artykule zaproponowano pomiar orientacji punktów odniesienia położonych w pobliżu osi kręgosłupa, jako najlepszą metodę oceny efektywności pojedynczego zabiegu terapeutycznego. Metoda analizy zakłada wykorzystanie 10 punktów odniesienia umieszczonych po obu stronach kręgosłupa w płaszczyźnie osi czołowej człowieka.

Zaproponowane badania stanowią wstęp do budowy w pełni automatycznego urządzenia do rehabilitacji skoliozy. W urządzeniu rehabilitacyjnym, zaproponowany system inercyjny będzie podstawowym układem pomiarowym wykorzystanym w algorytmie sterowania. W opinii autorów system inercyjny umożliwi osiągnięcie optymalnych parametrów rehabilitacyjnych.

## Abstract

This paper studies the problem of the use of the inertial measurement system in an objective assessment of the effectiveness of scoliosis rehabilitation. The aim of the research was to establish whether the proposed system can be used to assess a proprietary method of rehabilitation. 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 therapeutic treatment. The analytical method involves using 10 reference points located on the both sides of the spine in the coronal plane of the body.

The suggested research is an introduction to the development of a fully automated device for scoliosis rehabilitation. In the rehabilitation device, the proposed inertial system will be the primary measurement system used in the control algorithm. In authors view, the inertial system will facilitate the achievement of optimal rehabilitation parameters.

## 1. WSTĘP

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

---

<sup>1</sup>CUBE Systems, [ww.cubesystems.pl](http://ww.cubesystems.pl), [k.klimowski@cubesystems.pl](mailto:k.klimowski@cubesystems.pl)

<sup>2</sup>SKOLIO Centrum Leczenia Schorzeń Kręgosłupa, [www.skolio.pl](http://www.skolio.pl), [jacek\\_staniszewski@skolio.pl](mailto: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

2-3% populacji dzieci i młodzieży, natomiast skrzywienia powyżej 20°, wymagające leczenia zachowawczego, obejmują 0,3-0,5% [4, 5].

Wyróżnia się dwa typy skolioz. Pierwszym typem są skoliozy funkcjonalne zwykle ustępujące lub zmniejszają się po ustaniu przyczyny wywołującej. Drugi typ to skoliozy strukturalne, w których występują utrwalone zmiany w kształcie i wzajemnym położeniu kręgow oraz krążków międzykręgowych, utrwalone asymetrie w obrębie więzadeł, torebek stawowych, mięśni i powięzi grzbietu. W oparciu o przyczynę można wyróżnić skoliozę strukturalną wrodzoną, neurogenną lub idiopatyczną. Najwięcej problemów w leczeniu sprawia skolioza idiopatyczna

(80% wszystkich skolioz), dla której na obecnym poziomie wiedzy nie poznano przyczyny jej powstawania [4]. Skolioza ta powstaje w wieku rozwojowym.

Deformacja kręgosłupa występuje w trzech płaszczyznach. W krótkim okresie czasu doprowadza także do deformacji klatki piersiowej. Jej charakterystyczną cechą jest szybka progresja w okresach szybkiego wzrostu kręgosłupa powodująca powstanie skolioz dużych. Skrzywienia kręgosłupa powyżej 24° wymagają zastosowania leczenia gorsetowego, a powyżej 50° wg podziału Cobba, leczenia operacyjnego. Nielezione skoliozy mogą prowadzić do bardzo dużych deformacji tułowia, powstania problemów oddechowych przez zmniejszenie pojemności oddechowej, oraz zmniejszenia sprawności ruchowej. Wymienione skutki skoliozy znacząco obniżają jakość życia chorych oraz zdolność do pracy.

Istnieje szereg poglądów odnośnie przyczyny powstania skoliozy idiopatycznej, które się wzajemnie nie wykluczają, a raczej uzupełniają [4, 5]. Stanowisko to potwierdza tezę, że możliwe jest dopełnienie zbioru przyczyn wywołujących skoliozę o kolejne.

Współczesne podejście do leczenia skolioz u osób w wieku rozwojowym opiera się o kątowy pomiar deformacji wg podziału Cobba [4]:

1. Skoliozy poniżej 10° – nie spełniają kryteriów rozpoznania skoliozy,
2. Skoliozy 11°-24° – obserwacja, fizjoterapia, nie można przewidzieć rozwoju skoliozy,
3. Skoliozy 25°-45° – gorset, fizjoterapia, zawsze progresywne,
4. Skoliozy powyżej 50° – fizjoterapia, operacja, niestabilne w wieku dorosłym na drodze narastających zniekształceń kostnych oraz zapadania się kręgosłupa.

Bunnell stwierdza [4], że na początku dojrzewania w skoliozach 10-stopniowych ryzyko progresji wynosi 20%, dla skolioz 20-stopniowych – 60%, a dla 30-stopniowych aż 90%. Prognoza progresji jest korzystniejsza u chłopców.

W celu zwiększenia szans na poprawę stopnia skoliozy (lub nawet jej całkowitą eliminację) opracowano w Centrum Leczenia Schorzeń Kręgosłupa SKOLIO metodę rehabilitacji zwaną MRCST (MANUAL-REFLEXIVE CONCEPT OF SCOLIOSIS TREATMENT). W celu obiektywnej weryfikacji metody wykorzystano system inercyjny badający ruch i orientację punktów kontrolnych pacjenta wyznaczonych wzdłuż osi kręgosłupa pacjenta. Przeprowadzone badania oraz ich wyniki wskazują na słuszność stosowanej metody, już na podstawie wstępnych badań. Przeprowadzone badania i osiągnięte wyniki zachęcają autorów do dalszych rozważań nad tą problematyką, oraz rozbudowę narzędzi rehabilitacyjnych celem opracowania automatycznego algorytmu rehabilitacji na podstawie przytoczonej metody.

## 2. METODY I NARZĘDZIA

### 2.1. Metoda rehabilitacji

Zabieg rehabilitacyjny rozpoczyna się badaniem podmiotowym oraz analizą radiologiczną zdjęcia RTG. Zdjęcie RTG jest wykonywane w pozycji stojącej w projekcji a-p odcinka lędźwiowego oraz piersiowego kręgosłupa. W sytuacjach wymagających dodatkowej analizy, wykonane jest RTG w projekcji bocznej odcinka lędźwiowego lub piersiowego. Po przeprowadzonym badaniu w punktach wskaźnikowych nanoszone są markerem kropki. Punkty wskaźnikowe to:

- 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 wyznacza się ich rzuty pionowe do poziomu punktu wskaźnikowego leżącego poziom niżej. W ten sposób powstaje odległość pomiędzy punktem wskaźnikowym, a rzutem punktu wskaźnikowego z poziomu wyższego. Pomiar zapisywany jest w Karcie Pacjenta i porównywany z pomiarami tych samych odległości po zabiegu.

Do badania i zabiegu pacjent przystępuje w samej bieliźnie. Zabieg składa się z części przygotowującej oraz zasadniczej. Celem części przygotowującej zabieg jest usunięcie dysfunkcji miednicy (blokady ruchowe stawów biodrowo-krzyżowych, stawów krzyżowo-biodrowych oraz spojenia łonowego) oraz dysfunkcji segmentalnych kręgosłupa (blokady ruchowe otwarcia, zamknięcia, blokady neutralne odcinka lędźwiowego, piersiowego oraz szyjnego) za pomocą technik mobilizacji, manipulacji oraz energetyzacji mięśni.

W części zasadniczej zabiegu, po osiągnięciu zwiększonego zakresu ruchu pacjent przybiera jedną z wielu pozycji w urządzeniu MRCST (sześciąt o wymiarach: wysokość 180 cm, długość 100 cm, szerokość 70 cm). Do urządzenia po przeciwnych stronach dołączone są po dwa pasy z systemem napinaczy. Pasy te powodują wychylenia boczne miednicy, zgięcia boczne z rotacją neutralną kręgów określonych odcinków kręgosłupa oraz pochylenia boczne z rotacją obręczy barkowej. Wszystkie pasy posiadają nawinięte wzdłuż gąbki.

Pacjent wykonuje ćwiczenie statyczne w celu zmiany napięć mięśniowych, których celem jest nie tylko zmniejszenie skoliozy, lecz także ustabilizowanie osiągniętych efektów. W połowie wysokości na bocznej ścianie zawieszono są podpórki, na których pacjent może się oprzeć.

Pacjent zawsze stoi na jednej kończynie dolnej przodem do przedniej ścianki urządzenia. Kończyna nie podporowa ułożona jest 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.

Ułożenie stopy kończyny podporowej zazwyczaj jest neutralne - około 12° w stosunku do linii bocznej urządzenia. Przy znacznej rotacji kręgow kręgosłupa skoliotycznego, pacjent może być ustawiony pod innym kątem dostosowując pozycję do stałego kształtu urządzenia.

Terapeuta umocowuje w pierwszej kolejności pas poziomy na wysokości talerza biodrowego pacjenta (pas miednicy) i naciąga go napinaczem do uzyskania odpowiedniego nachylenia kończyny dolnej. Kończyna dolna ustawiona jest w pionie lub pod lekkim skosem w zależności od typu skoliozy, stabilizacji kości krzyżowej, wielkości nachylenia bocznego kręgu L4 oraz innych czynników. Pas ten spełnia funkcje stabilizacyjną i jego napięcie nie powinno być zwiększane w trakcie zabiegu. Następnie terapeuta umocowuje w drugi poziomy pas we wcięciu lędźwiowym na wysokości L3 (lub powyżej) po stronie przeciwnej. Uzyskuje się dzięki temu odpowiednie przesunięcia zgięcia bocznego kręgow dolnego odcinka lędźwiowego. Napięcie tego pasa często ulegają zwiększeniu w trakcie trwania zabiegu (pas sterujący) do osiągnięcia wartości powodujących efektywne ustawienie dolnych kręgow lędźwiowych. Po osiągnięciu ustawienia kończyn dolnych oraz dolnego kręgosłupa lędźwiowego terapeuta umocowuje w poziomie kolejny, trzeci pas (pas piersiowy) po stronie i na wysokości wypukłości skrzywienia piersiowego. Kolejnym etapem jest umocowanie pod skosem czwartego pasa w dole pachowym pacjenta (na jednym lub dwóch hakach, które przytwierdzone są w czterech górnych punktach urządzenia). Terapeuta zwraca szczególną uwagę na ustawienia łopatek oraz kończyn górnych. Kończyna górna, pod którą umieszczony jest pas, uniesiona jest ku górze w lekkim zgięciu w stawie łokciowym. Kończyna przeciwna skierowana jest w dół. W zależności od potrzeb obręcz barkowa może być ustawiona w poziomie lub w zgięciu bocznym z neutralną rotacją. Głowa powinna być ustawiona w pozycji neutralnej lub w lekkim zgięciu w bok oraz rotacji. Terapeuta upewnia się, że pacjent znajduje się w żądanej pozycji. Następnie ustawia zegar na odpowiedni czas, zwykle 20 minut. Stosuje się dwie pozycje ułożeniowe pacjenta w odpowiednim stosunku czasowym. Przejście do drugiej pozycji związane jest ze zmianą kończyny podporowej. W tym wypadku wszystkie pasy powinny być rozluźnione, aby ułatwić pacjentowi zmianę kończyny.

Po ukończeniu zabiegu terapeuta rozluźnia napięcie linek, aby pacjent mógł swobodnie wyjść z urządzenia. Terapeuta ponownie sprawdza punkty wskaźnikowe w celu analizy reakcji kręgosłupa pacjenta.

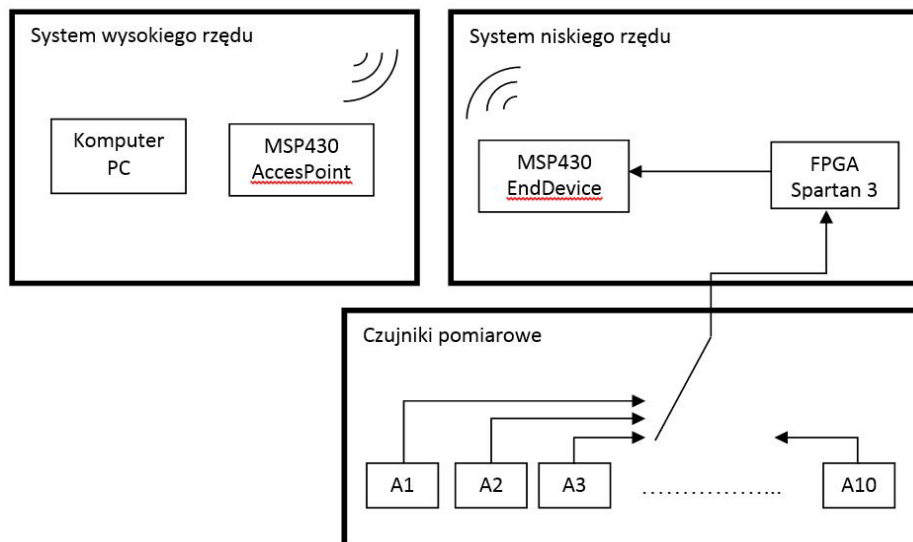
Przerwy między zabiegami wynoszą około 30 minut. W tym czasie pacjent może się rozluźnić. Po przerwie pacjent przystępuje do kolejnego zabiegu. Procedura opisana powyżej zostaje powtórzona 3 krotnie w ciągu jednego dnia. Cykl rehabilitacyjny trwa minimum 7 dni.

## 2.2. Narzędzie pomiarowe

Studium problemu przeprowadzono wykorzystując 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 wykonywane są potrzebne obliczenia.

Zebrane dane zostały opracowane z wykorzystaniem środowiska MATLAB. Schemat blokowy systemu pomiarowego przedstawiono na grafice 2.2.



**Graf. 2.1** Schemat blokowy systemu pomiarowego  
**Graph. 2.1.** Measurement system block diagram

Mikrokontroler MSP430 podłączony do matrycy logicznej FPGA wykonuje przerwanie z częstotliwością 100Hz w celu wykonania pomiaru. 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 składowych 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 dane o przyspieszeniu zostają przeliczone w skali odniesienia do wartości przyspieszenia ziemskiego wyrażonego w [g] (tak, że czujnik leżąc swobodnie, na osi skierowanej pionowo w dół wskazuje  $1g \approx 9,81m/s^2$ ), a następnie zgodnie ze wzorami (2.1) (2.2) (2.3) [3] zostają określone kąty położenia czujnika względem orientacji Ziemi:

$$\alpha = \arctan \frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}}, \quad (2.1)$$

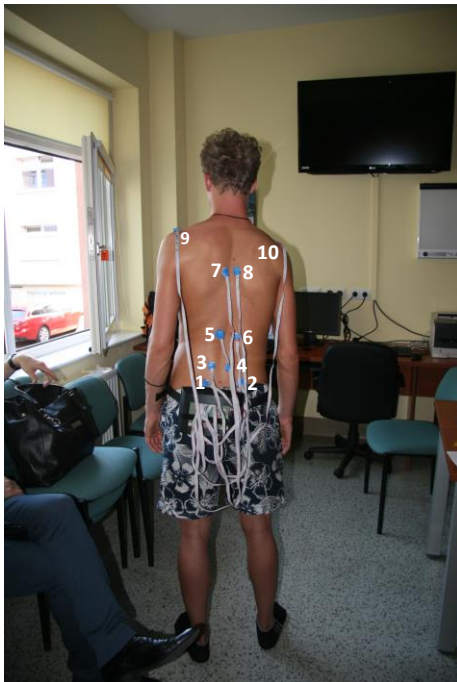
$$\beta = \arctan \frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}}, \quad (2.2)$$

$$\gamma = \arctan \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}}, \quad (2.3)$$

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

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

Czujniki inercyjne umieszczono na plecach pacjenta w płaszczyźnie czołowej jak pokazano na grafice 2.2. Odległości między czujnikami ustalono wg metody rehabilitacyjnej MRCST. Poszczególne cyfry odnoszą się do numeracji czujników w systemie. Grafika 2.3. przedstawia zdjęcie RTG pacjenta biorącego udział w eksperymencie. Pacjenta charakteryzuje 23° skolioza.



**Graf. 2.2** Rozmieszczenie czujników pomiarowych  
**Graph. 2.2.** Sensors locations



**Graf. 2.3** Zdjęcie RTG pacjenta biorącego udział w eksperymencie.  
**Graph. 2.3.** X-ray picture of the examined patient.

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. Postuluje się zależność pomiędzy przemieszczeniem się czujników, a zmianą kątową ustawienia kręgów kręgosłupa. Przesunięcie się 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 weryfikowane empirycznie z wykorzystaniem uznanego systemu wizyjnego powszechnie wykorzystywanego do analizy ruchu człowieka [1].

### 3. WYNIKI

Studium nad sprawdzeniem możliwości wykorzystania systemu inercyjnego do obiektywnej oceny warunków zabiegu rehabilitacyjnego przeprowadzono na jednym pacjencie w laboratorium Wielospecjalistycznego Szpitala Miejskiego im. Józefa Strusia w Poznaniu, Oddział Neurologiczny. W trakcie badania obecni byli lekarze specjaliści w dziedzinach neurologii, specjalista fizjoterapeuta oraz inżynier obsługujący system.

Na plecach pacjenta zamontowano czujniki inercyjne wg. wskazań specjalisty fizjoterapeuty, autora metody rehabilitacyjnej MRCST (grafika 3.1).



**Graf. 3.1.** Pozycja pierwsza pacjenta w trakcie zabiegu w klatce rehabilitacyjnej  
**Grph. 3.1.** Patient in first position under examination in rehabilitation frame.

Przeprowadzono badanie wstępne celem zbadania pozycji pacjenta przed zabiegiem rehabilitacyjnym (grafika 3.2). Zabieg rehabilitacyjny przebiegał jak opisano w rozdziale 2.1.

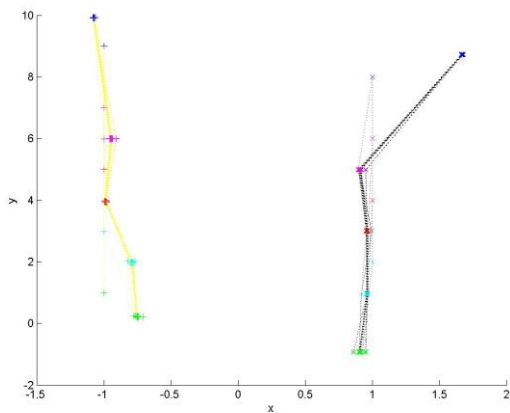
W trakcie całego zabiegu dane z czujników były zbierane i zapisywane. Wizualizację danych w obu pozycjach przedstawiają grafiki 3.3 i 3.4. Pacjent przyjmował dwie pozycje. W każdej z pozycji pozostawał przez czas 20 minut. W trakcie zmiany ułożenia ciała zbieranie danych było zatrzymane.

Po wykonaniu zabiegu zebrano dane porównawcze celem porównania pozycji pacjenta przed i po zabiegu (grafika 3.5). Po kolejnych 20 minutach odpoczynku wykonano kolejną serię pomiarów celem weryfikacji czy stan po zabiegu się utrzyma (grafika 3.6).

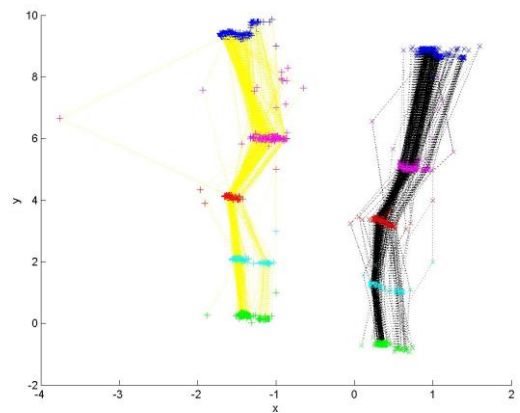
Grafika 3.7 przedstawia złożenie wszystkich pomiarów uwidaczniając zmianę orientacji dla każdego z czujników.

W celu łatwego i obiektywnego określenia efektów zabiegu postanowiono dokonać kilku obliczeń matematycznych. Za obiektywną wielkość opisującą dynamikę

zmian w trakcie zabiegu rehabilitacyjnego przyjmuje się wielkość kowariancji dla wektora oddziaływania przyspieszenia ziemskiego na poszczególne czujniki. Stąd, im większa wartość kowariancji, tym orientacja danego czujnika ulegała większej zmianie. Tabela pod właściwymi grafikami przedstawiają wyniki współczynnika kowariancji dla przyłożonego wektora przyspieszenia ziemskiego dla poszczególnych czujników.



**Graf. 3.2.** Pomiar orientacji ciała przed zabiegiem.  
**Graph. 3.2.** Body orientation calculations before ex manipulations amination.



**Graf. 3.3.** Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 1.  
**Graph. 3.3.** Body orientation calculations under manipulations – patient position 1

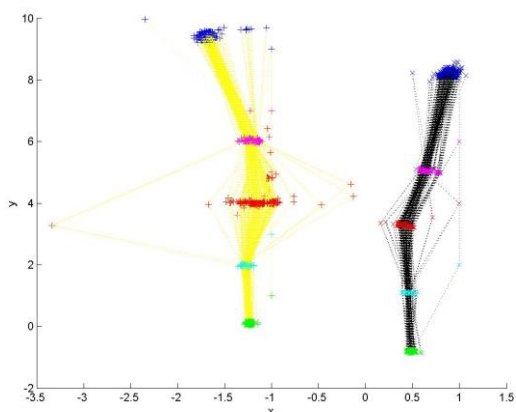
Tab. 3.1. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.1. Each sensor orientation covariance

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

Tab. 3.2. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.2. Each sensor orientation covariance

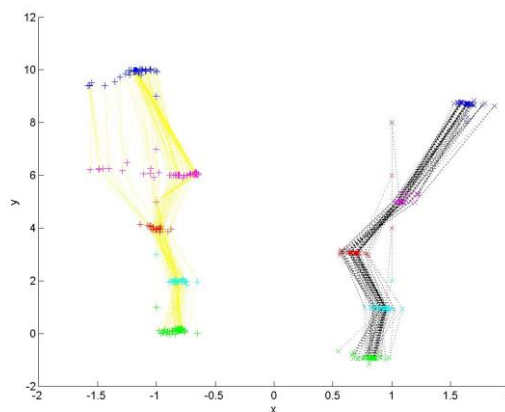
Czujnik 9	0.0025	Czujnik 10	0.0016
Czujnik 7	0.0025	Czujnik 8	0.0079
Czujnik 5	0.0009	Czujnik 6	0.0009
Czujnik 3	0.0005	Czujnik 4	0.0004
Czujnik 1	0.0004	Czujnik 2	0.0004





**Graf. 3.4.** Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 2.

**Graph. 3.4.** Body orientation calculations under manipulations – patient position 2



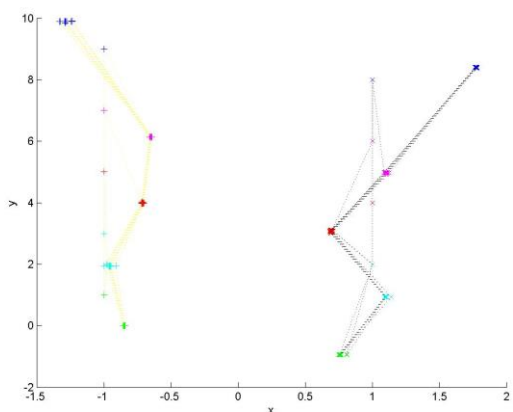
**Graf. 3.5.** Pomiar orientacji ciała tuż po zabiegu.  
**Graph. 3.3.** Body orientation calculations just after manipulations

Tab. 3.3. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.3. Each sensor orientation covariance

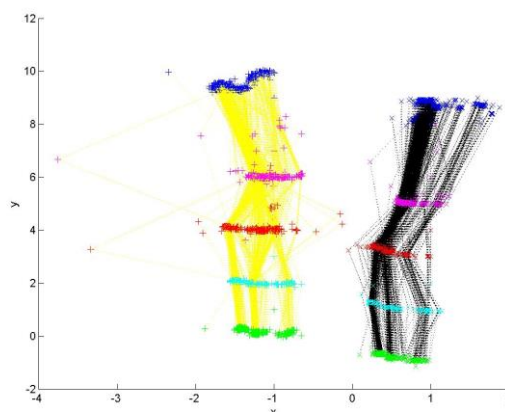
Czujnik 9	0.0031	Czujnik 10	0.0027
Czujnik 7	0.0013	Czujnik 8	0.0025
Czujnik 5	0.0027	Czujnik 6	0.0853
Czujnik 3	0.0004	Czujnik 4	0.0008
Czujnik 1	0.0001	Czujnik 2	0.0019

Tab. 3.4. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.4. 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



**Graf. 3.6.** Pomiar orientacji ciała 20 minut po zabiegu.  
**Graph. 3.6.** Body orientation calculations after 20 minutes.



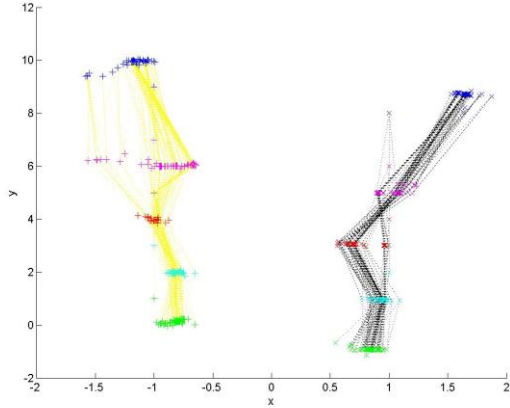
**Graf. 3.7.** Cały zabieg.  
**Graph. 3.7.** Full examination.

Tab. 3.5. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.5. Each sensor orientation covariance

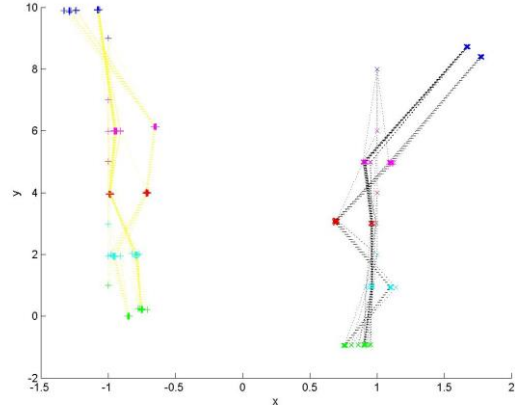
Czujnik 9	0.0112	Czujnik 10	0.0141
Czujnik 7	0.0091	Czujnik 8	0.0106
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0070
Czujnik 3	0.0412	Czujnik 4	0.0025
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0351

Tab. 3.6. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
Tab. 3.6. 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



Graf. 3.8. Zestawienie pomiaru przed i tuż po zabiegu.  
**Graph. 3.8.** Juxtaposition calculations before and just after manipulations.



Graf. 3.9. Zestawienie pomiaru przed i 20 minut po zabiegu.  
**Graph. 3.9.** Juxtaposition calculations before and 20 minutes after manipulations.

Tab. 3.7. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
 Tab. 3.7. 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

Tab. 3.8. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników  
 Tab. 3.9. 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

Na podstawie przedstawionych grafik, oraz wyników kowariancji można wnioskować, że największa dynamika zmian w położeniu kręgosłupa miała miejsce w położeniu czujnika 6.

## 4. PODSUMOWANIE

Prezentowane wyniki pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe może służyć jako obiektywna metoda pomiaru procesu zmiany stopnia skoliozy. Celem ustandaryzowania metody zakłada się opracowanie odpowiednich metod mocowania czujników oraz ścisłego opisanie miejsc pomiarowych.

Wartość kowariancji u pacjenta stojącego jest niewielka. Wartości kowariancji w pozycji 1 jest także niewielka, mimo iż kierunek działania sił linek urządzenia MRCST jest określony. Z kolei kowariancja czujników 5 i 6 w pozycji 2 zdecydowanie zwiększyła się, co świadczyłoby o korektywnej zmianie kąta ułożenia kręgów granicznych skoliozy. Stąd wniosek, że odpowiedni kierunek działania nacisku pasów rehabilitacyjnych powoduje korektywne ustawienia kręgów.

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 kąta pochylenia bocznego kręgów granicznych na poziomie L3-4. Po 20 minutach od zakończenia zabiegu kowariancja ponownie jest niewielka, choć układ graficzny wskazuje, że pozytywne przemieszczenia czujników się utrwaliło. Wskazuje to na ustabilizowanie korektywnej zmiany ułożenia kręgów granicznych.

Przedstawione wyniki eksperymentu pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe daje obiektywne wyniki celem wnioskowania jakości wykonywanej rehabilitacji przedstawioną metodą.

Dalsze kierunki prac będą polegać na ustandaryzowaniu pomiaru, lepszej filtracji danych oraz uzyskaniu większej ilości informacji z systemu celem dokładniejszej weryfikacji procesu rehabilitacyjnego. Planuje się także budowę urządzenia rehabilitacyjnego gdzie parametry rehabilitacji będą wpisywane przez system komputerowy, a klatka dla metody MRCST będzie wykonywała naciąg linek bez angażowania siły fizycznej rehabilitanta. System inercyjny w tym urządzeniu będzie pełnił rolę obserwatora zabiegu celem kontroli i weryfikacji jego pracy.

## 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 Otologii 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 Orthopaecis and Rehabilitation Treatment)”, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, MEDSPORTPRESS, 2009, Vol. 11, 379-395.
- [5] A. Kwolek wsp. „Rehabilitacja w bocznych skrzywieniach 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).