

Włodzimierz CHOROMAŃSKI<sup>1</sup>  
Jerzy BAJKOWSKI<sup>2</sup>  
Grzegorz DOBRZYŃSKI<sup>1</sup>  
Krzysztof FIOK<sup>1</sup>  
Jerzy KOWARA<sup>1</sup>

### **WYKORZYSTANIE SYSTEMÓW CAX WSPOMAGAJĄCYCH ROZWÓJ KONSTRUKCJI STABILIZATORÓW ORTOPEDYCZNYCH**

*W pracy przedstawiono założenia do budowy innowacyjnego stabilizatora stawu kolanowego umożliwiającego realizację postulatu leczenia czynnościowego. Zaprezentowano wyniki badań eksperymentalnych przeprowadzonych w warunkach klinicznych. Posłużyły one do odzwierciedlenia rzeczywistego ruchu względnej kości udowej względem piszczelowej. Przeprowadzone analizy pozwoliły zaproponować mechanizm czworoboku przegubowego o określonych parametrach dla danego pacjenta, jako odzwierciedlenie ruchu stawu. Zaprezentowano pierwsze wyniki wdrożenia klinicznego. Wnioski wyciągnięte z pierwszych zastosowań posłużyły do opracowania nowej konstrukcji z zastosowaniem włókien węglowych. W pracy zawarto również opis badań stanowiskowych.*

### **USE OF CAX SYSTEMS IN SUPPORTING THE DEVELOPMENT OF ORTHOPEDIC STABILIZER**

*The paper presents a concept of an innovative orthopedic stabilizer solution designed for treatment of periarticular fractures of the knee joint. In this paper there are presented the results of experimental clinical research. The design of the device was supported by the carried out experimental research of the knee joint kinematics. The results of both experimental and simulation research suggest the use of a four-bar linkage mechanism. The results of the first clinical implementation of the device are also presented in this paper. Conclusions derived from the first implementation allowed proposing a new design with use of carbon fibers. This paper contains also the description of the carried out experimental research.*

---

<sup>1</sup>Politechnika Warszawska, Wydział Transportu, ul. Koszykowa 75, 00-662 Warszawa, tel. 22 234 54 83, wch@it.pw.edu.pl, gd@it.pw.edu.pl, fiok@it.pw.edu.pl.

<sup>2</sup>Politechnika Warszawska, Wydział Samochodów i Maszyn Roboczych, ul. Narbutta 84, 02-524 Warszawa, tel. 22 849 05 34 jba@simr.pw.edu.pl .

## 1. WSTĘP

Staw kolanowy jest największym i najbardziej skomplikowanym stawem ludzkim. Ruchy odbywające się w tym stawie mają złożony charakter i nie jest możliwe przybliżenie ich do ruchów prostego stawu zawiasowego. Problem konstrukcji wspomagającej leczenie złamań okołostawowych stawu kolanowego jest powiązany z dużą ilością urazów powstających wskutek wypadków komunikacyjnych. Obecnie budowa takich urządzeń, będących w istocie złożonymi konstrukcjami, wymaga zastosowania zaawansowanych technik komputerowo wspomaganego projektowania. Specyfika w procesie modelowania, symulacji i konstruowania tego urządzenia polega na konieczności uwzględnienia założeń i postulatów formułowanych na gruncie medycyny i potrzeb klinicznych. Trudność spełnienia tych postulatów wynikała z konieczności odzwierciedlenia ruchów stawu kolanowego przez mechanizm stabilizatora. W niniejszej pracy przedstawiono koncepcję konstrukcji stabilizatora ortopedycznego nowej generacji do leczenia złamań stawowych i okołostawowych stawu kolanowego. Ma on za zadanie łączyć kość udową i piszczelową w określonym ich położeniu z zachowaniem możliwości fizjologicznego ruchu stawu. Wykonywanie ruchów fizjologicznych pozwala na realizację postulatu leczenia czynnościowego, które jest nowoczesną metodą leczenia złamań kostnych opartą o osteosyntezę zewnętrzną.

Pierwszym tego typu rozwiązaniem był stabilizator zewnętrzny DYNASTAB-K, którego konstrukcję oparto na mechanizmie krzywkowym [1]. Ze względu na ustaloną kinematykę mechanizmu nie ma on możliwości dopasowywania jej do osobniczych cech pacjenta i rozwiązanie to nie zawsze zdaje egzamin. Rozwiązanie proponowane w pracy bazuje na nowym podejściu do problemu - konstrukcji czworoboku przegubowego o adaptacyjnie zmiennych parametrach.

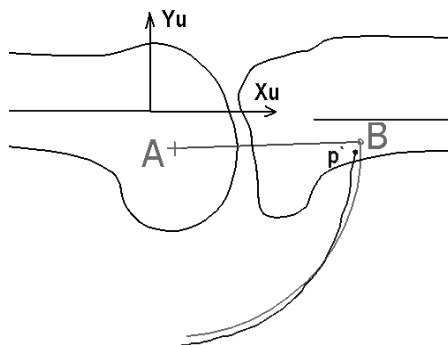
## 2. BADANIA EKSPERYMENTALNE

W procesie budowy stabilizatora stawu kolanowego do leczenia złamań okołostawowych, część badań poprzedzających budowę konstrukcji miała charakter eksperymentalny. Kinematyka stawu warunkowana jest nie tylko geometrią powierzchni stawowych, ale również pracą układu więzadeł [3] (głównie krzyżowych i bocznych). Badania te przeprowadzono przy współpracy z Kliniką Ortopedii i Rehabilitacji II-go Wydziału Lekarskiego Akademii Medycznej w Warszawie. Celem tych badań było uzyskanie opisu ruchu względnego kości piszczelowej względem kości udowej. Badania oparte były na technikach rentgenografii i polegały na obserwacji prześwietlenia rentgenowskiego stawu przy różnych kątach zgięcia. Założono, że analiza ruchów stawu w układzie płaskim będzie wystarczająca do rozwiązania problemu [4]. Do badań wykorzystano nowoczesny aparat rentgenowski o niskiej mocy promieniowania. Umożliwia on prześwietlanie stawu w ruchu i obserwację w czasie rzeczywistym jak również zapis obrazu, jako pojedyncze zdjęcia.

Dla każdego pacjenta wykonano pakiet 30 fotografii w formacie cyfrowym, będących graficznym zapisem ruchu stawu kolanowego. Przebadano grupę 20 pacjentów o różnej budowie kostnej, różnej płci oraz w różnym wieku. Wyniki analiz takiej grupy pozwoliły oszacować zakres zróżnicowania kinematyki stawu kolanowego dla populacji.

### 3. ANALIZA WYNIKÓW

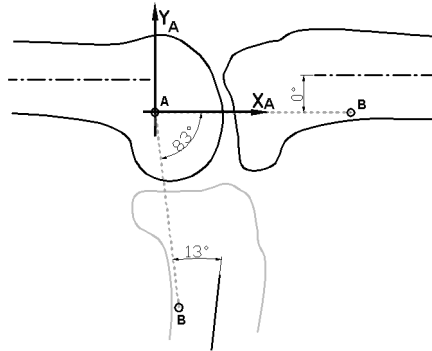
Aby odnaleźć ruch względny kości zastosowano oprogramowanie *WiselImage* służące do pracy z dokumentami hybrydowymi. Idea badań polegała na tym, że analizując kolejne zdjęcia w pewnym nieruchomym układzie współrzędnych wyznaczono ruch zarówno kości piszczelowej jak i udowej. Następnie wyznaczono ruch względny kości piszczelowej względem kości udowej wyrażony w układzie  $X_u, Y_u$  związanym z nią. Ruch ten opisano, jako ruch punktu  $p$  związanego z kością piszczelową w funkcji kąta zgięcia stawu. W kolejnym kroku wykorzystując opis ruchu względnego kości, opracowano algorytm automatycznie generujący trajektorie dla dowolnie wybranego punktu  $p$  związanego z kością piszczelową. Wykorzystując procedury optymalizacji poszukiwano takiego położenia punktu  $p$ , który zakreśla trajektorię najbliższą łuku (rys. 1.).



Rys. 1. Optymalizacja położenia punktu  $p'$

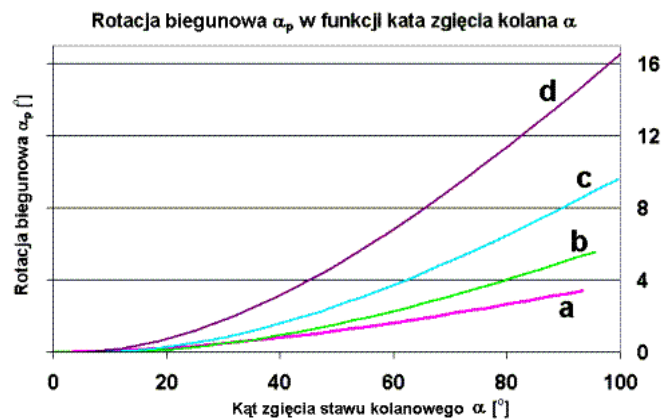
Zmiennymi decyzyjnymi w zadaniu optymalizacji było położenie punktów  $p'$  i A oraz długość odcinka (promienia) AB. Jako warunek ograniczający przyjęto  $y_A = y_B$ . Funkcją celu było minimum sumy kwadratów odległości pomiędzy trajektorią punktu  $p'$  a łukiem zakreślanym przez punkt B. Traktując punkt A jako środek obrotu dla punktu B zadanie optymalizacji miało odnaleźć takie położenie punktów A i  $p'$ , dla którego funkcja, celu osiągnie minimum.

W efekcie udało się zaobserwować pewne cechy charakterystyczne dla wszystkich pacjentów. Jeżeli kość piszczelową rozpatrujemy jako bryłę płaską to punkt  $p'$  (rys. 2.) wykonuje ruch po okręgu ale dodatkowo wykonywany jest obrót kości piszczelowej wokół tego punktu. Obrót ten nazwany został rotacją biegunową. Analizując ruch stawu u różnych pacjentów otrzymano różne długości AB w zakresie 60-100mm.



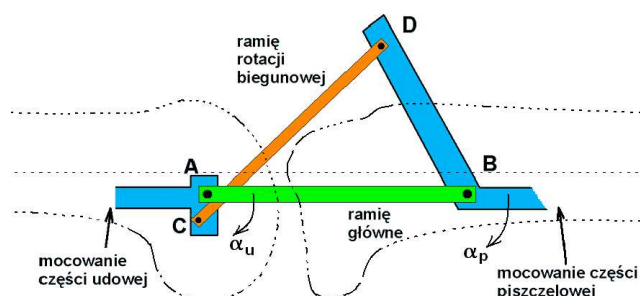
Rys. 2. Schemat ruchu stawu kolanowego

W ten sposób udało się określić kinematykę stawu kolanowego dla wszystkich pacjentów jako podwójny przegub o środkach obrotu **A** - na kości udowej i **B** - na kości piszczelowej, których człony wykonują obroty o kąty  $\alpha_A$  i  $\alpha_B$  związane ze sobą w sposób ściśle określony dla danej osoby. Suma kątów  $\alpha_A + \alpha_B = \alpha$  stanowi całkowity kąt zgięcia podudzia względem kości udowej. Na rys. 3. zaprezentowano przykładowe charakterystyki zmian kąta rotacji biegunowej  $\alpha_B$  w funkcji kąta zgięcia stawu  $\alpha$ .



Rys. 3. Rotacja biegunowa w funkcji kąta zgięcia stawu kolanowego

Wzajemne powiązanie tych ruchów może być zrealizowane za pomocą mechanizmu czworoboku przegubowego (rys. 4.) o zmiennych parametrach. Mechanizm ten jest prosty i daje wiele możliwości wprowadzenia regulacji zmieniających jego kinematykę.

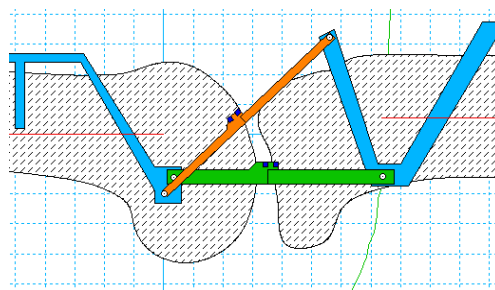


Rys. 4. Schemat mechanizmu czworoboku

Poprzez zmianę położenie przegubów C i D, dla każdego pacjenta, mechanizm czworoboku będzie odpowiednio odzwierciedlał ruch rotacji biegunowej. Znajdując odpowiednie położenia tych przegubów dla każdego pacjenta wyznaczono najkorzystniejsze zakresy zmian ich położenia.

#### 4. BADANIA SYMULACYJNE, ANALIZA WRAŻLIWOŚCI PARAMETRYCZNEJ

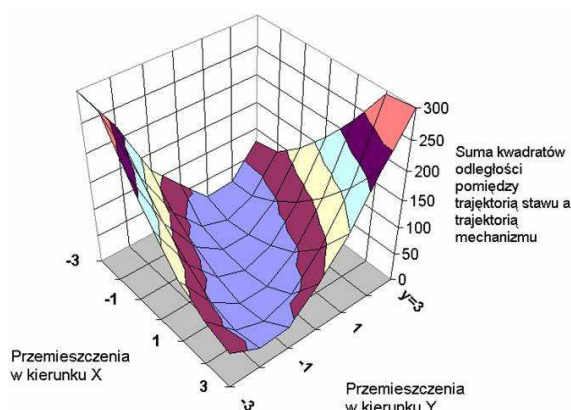
Badania symulacyjne prowadzono w systemie 2-D Working Model. Zbudowano model płaski stawu kolanowego, którego ruch zdefiniowany był przez wyniki badań eksperymentalnych. Kolejnym krokiem było zbudowanie modelu mechanizmu czworoboku wykorzystując wyniki zadań optymalizacji. W ramionach: głównym AB oraz rotacji biegunowej CD, wprowadzono możliwość zmiany ich długości (rys. 5.). Następnie uruchomiono symulację obserwując czy występuje zmiana długości ramion. Symulacje te wskazały na poprawność kinematyki modelu.



Rys. 5. Model służący do weryfikacji wyników syntezy parametrów czworoboku.

W następnym etapie badań zmieniano położenie modelu mechanizmu względem stawu. Celem tych badań było sprawdzenie wpływu niedokładności pozycjonowania mechanizmu na poprawność działania stabilizatora. Będzie on montowany w szczególnych warunkach panujących na sali operacyjnej a obecnie nie istnieje urządzenie nawigacyjne ułatwiające pozycjonowanie mechanizmu. W kolejnych symulacjach zmieniano położenie

mechanizmu względem punktów wskazanych przez procedury optymalizacji. W tym przypadku, jako analizę wrażliwości autorzy rozumieją wyznaczenie charakterystyki zmiany sumy kwadratów odległości między trajektorią stawu kolanowego a trajektorią mechanizmu. Parametrem jest odległość od właściwego położenia stabilizatora podawana w dwóch kierunkach. Wyznaczone sumy kwadratów odległości między trajektorią stawu kolanowego a trajektorią mechanizmu prezentuje wykres 6.



Wykres 6. Wrażliwość parametryczna pozycjonowania stabilizatora.

Wyniki tych analiz wykazały, iż znalezienie właściwej pozycji przegubów mechanizmu ma decydujący wpływ na działanie stabilizatora. Występujące podatności stawu stwarzają pewną szansę przybliżenia niektórych ruchów i dopuszczenia pewnych, niewielkich obciążeń kości, korygujących ruchy mechanizmu przegubu zgodnie z ruchami fizjologicznymi, lecz są to niewielkie wartości. Na bazie analiz wrażliwości parametrycznej opracowano metodę pozycjonowania stabilizatora.

## 5. WDROŻENIE KONSTRUKCJI

Etap budowy modelu prototypowego został poprzedzony budową modelu wirtualnego. Dzięki technikom modelowania i symulacji udało się uniknąć błędów, które zawsze zdarzają się na tym etapie konstruowania.

Stabilizator umożliwia ruchy podudzia względem uda w czasie całego procesu leczenia na tyle zbliżone do naturalnych ruchów fizjologicznych, że nie zakłócą przebiegu procesu zrostu kości, a realizować będą postulat leczenia czynnościowego. Ponadto umożliwia ruchy nastawcze, które pozwalają na doprowadzenie ruchów wymuszanych przez stabilizator do zgodności z naturalnymi, fizjologicznymi ruchami stawu, z niedokładnością możliwą do skompensowania przez podatność stawu.

Ruchy fizjologiczne realizowane są przez przeguby czynne, umożliwiające ruch w ograniczonym, nastawnym zakresie, z możliwością jego zablokowania w dowolnie wybranym położeniu, bez zmiany wybranego zakresu. Zakres ruchu zgięcia stawu wynosi  $\alpha \leq 130^\circ$ , przy czym zakres ruchu w przegubie głównym A wynosi  $\alpha_A = 100^\circ$ , zaś w

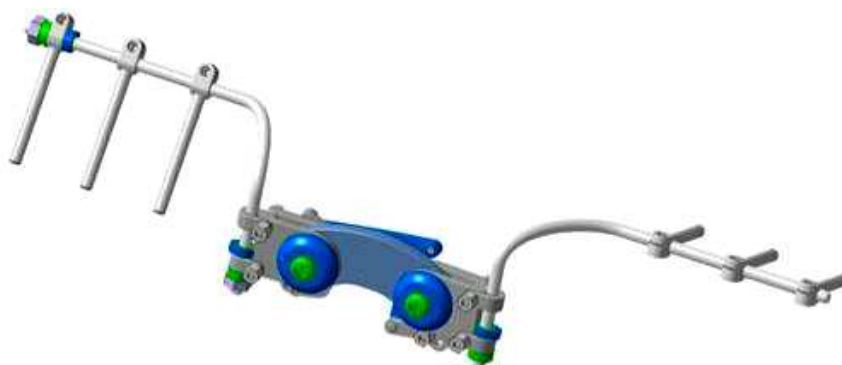
przegubie B - rotacji biegunowej  $\alpha_B \leq 30^\circ$ . Wartość rotacji biegunowej jest uzależniona od indywidualnych cech kolana i dlatego faktyczny zakres ruchu zgięcia w stawie może być różny dla każdego pacjenta.

Wszystkie elementy stabilizatora są wykonane symetrycznie i mogą być stosowane w obu tych konfiguracjach – dla nogi prawej i lewej. W czasie leczenia złamania stabilizator winien przenosić jedynie obciążenia od napięć mięśni i więzadeł, ciężaru części nogi i związanych z nią przedmiotów poniżej złamania oraz obciążeń przypadkowych. Nie przewiduje się przenoszenia ciężaru ciała obciążającego nogę podczas chodzenia. Wynika to z rozkładu sił w stawie wg pozycji [2,3].



Rys. 7. Stabilizator stawu kolanowego - wdrożenie kliniczne

Na podstawie doświadczeń z pierwszych zastosowań stabilizatora Galileo (rys. 7.) przygotowano modyfikacje tej konstrukcji. Przewiduje się wykonanie większości elementów z materiałów opartych o włókna węglowe. Nowe rozwiązania tego stabilizatora znalazły się w zastrzeżeniu patentowym.



Rys. 8. Model 3D nowej koncepcji konstrukcji stabilizatora stawu kolanowego

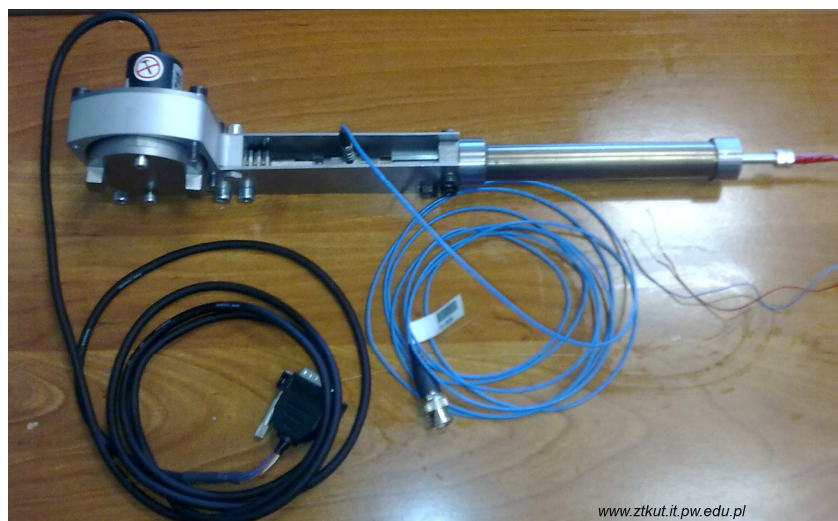
Dokumentacja projektowa została skierowana do producenta i w najbliższych miesiącach wykonany zostanie prototyp. Jest on znacznie prostszy od poprzednika. Pierwsza konstrukcja składała się z 141 elementów, 44 połączeń śrubowych w tym 20 punktów regulacji. Nowa koncepcja (rys. 8.) jest znacznie uproszczona przy zachowaniu tej

samej funkcjonalności i składa się z 57 elementów, 24 połączeń śrubowych w tym 14 punktów regulacji.

## 6. BADANIA STANOWISKOWE

W rozdziale tym przedstawiono opis badań eksperymentalnych prowadzonych na stanowisku laboratoryjnym z wykorzystaniem tłumików z cieczą magnetoreologiczną.

W urządzeniach rehabilitacyjnych jakimi są stabilizatory opisane w niniejszej pracy korzystne jest zastosowanie układu tłumienia, który pozwoli na prowadzenie fizykoterapii w celu odzyskania ruchu w stawie oraz na stopniowe odzyskiwanie siły mięśniowej. W tym celu opracowana została konstrukcja zespołu tłumienia łączonego do przegubu stabilizatora na czas zabiegów fizykoterapii. Założono, że układ tłumiący będzie działał przy obrocie części przegubu względem siebie. Przyjęto że tłumik liniowy zamocowany będzie do części przegubu będącego powyżej stawu i będzie uruchamiany listwą zębatą współpracującą z kołem zębatym połączonym z częścią przegubu będącą poniżej stawu. Zdjęcie zespołu tłumienia z podłączonymi czujnikami pomiaru kąta obrotu i siły tłumienia przedstawiono na rys. 9.



Rys. 9. Zespół tłumienia odłączony od zespołu stabilizatora ortopedycznego

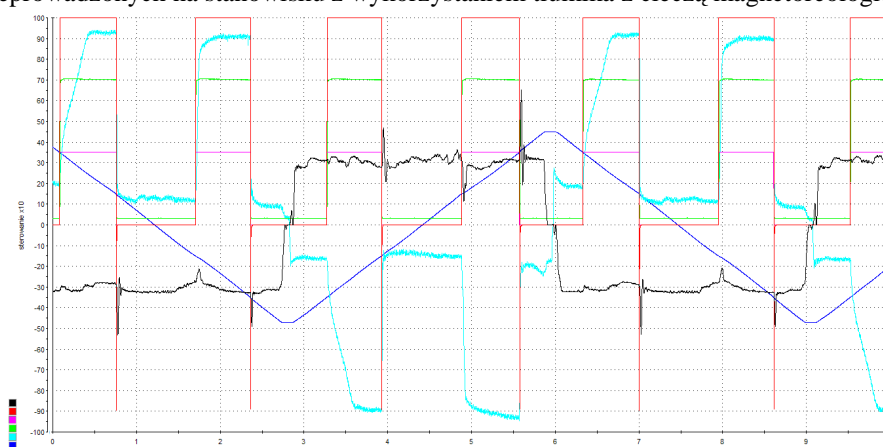
Rehabilitacja pourazowa, do której przewiduje się zastosowanie powyższej konstrukcji obejmuje ćwiczenia czynne zgięcia i wyprostu stawu w różnych zakresach kątowych przy różnych profilach obciążenia. Profile te definiują obciążenie stawu momentem zależnym zarówno od kąta jak i prędkości kątowej stabilizatora. Algorytm postępowania w trakcie rehabilitacji obejmuje szczegółowo zdefiniowane etapy, zależne głównie od czasu jaki upłynął po operacji, w których bardzo różnie definiuje się sposób obciążania stawu jak i układu mięśniowego.

Uznano, że spełnienie specyficznych wymagań rehabilitacji możliwe jest poprzez wykorzystanie w układzie tłumienia tłumika z cieczą magnetoreologiczną.

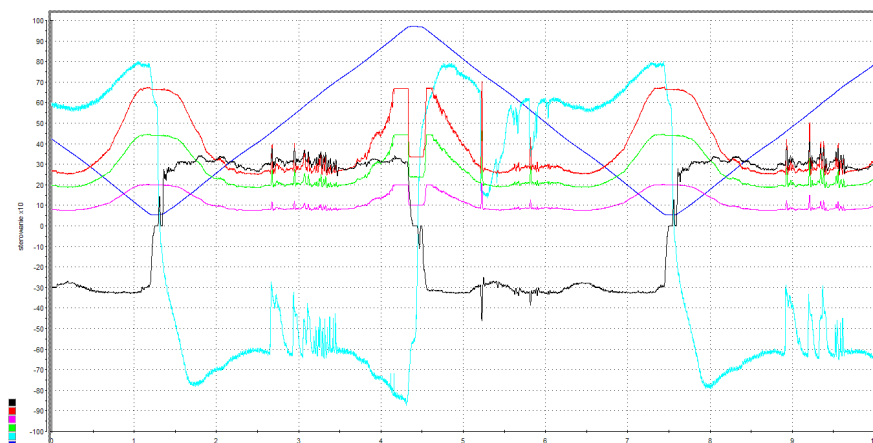


Do badań eksperymentalnych zespołu tłumienia zamontowanego na stabilizatorze ortopedycznym zbudowano stanowisko hydrauliczne, które wyposażono w układ sterowania w oparciu o sterownik DSP. Wykorzystano do tego układ dSPACE 1103, który w połączeniu ze środowiskiem Matlab/Simulink oraz Control Desk firmy dSpace pozwala prowadzić zaawansowane badania eksperymentalne układu tłumienia przedstawionego na Rys. 9, który wyposażony jest w tłumik MR. Budowa tego układu pozwala na badania różnych tłumików MR co w połączeniu z nowoczesnym układem kontrolno – pomiarowym tworzy potężne możliwości badawcze opisanego stanowiska.

Na Rys. 10 i Rys. 11 przedstawiono przykładowe wyniki badań eksperymentalnych przeprowadzonych na stanowisku z wykorzystaniem tłumika z cieczą magnetoreologiczną.



Rys. 10. Przykładowe wyniki badań stanowiskowych dla prostokątnego sygnału sterującego tłumikiem MR



Rys. 11. Przykładowe wyniki badań stanowiskowych dla sterowania rozmytego tłumikiem MR.

Poniżej znajduje się opis charakterystyk przedstawionych na rys. 10 i rys.11 wg kolorów:

- granatowy – kąt obrotu stabilizatora mierzony na układzie tłumienia [°],

- niebieski – siła tłumienia mierzona na układzie tłumienia [N],
- zielony – prąd na tłumiku MR x100 [A],
- różowy – sygnał sterujący układem zasilania tłumika MR x10 [V],
- czerwony – napięcie na tłumiku MR x10 [V],
- czarny – prędkość kątowa mierzona na układzie tłumienia [ $^{\circ}$ /s]

Badany układ działa zgodnie z założeniami klinicznymi. Szczegółowy opis wykracza poza zakres niniejszej pracy.

## 7. PODSUMOWANIE

W referacie zaprezentowano problem stabilizacji zewnętrznej złamań okołostawowych stawu kolanowego umożliwiającej realizację postulatu leczenia czynnościowego. Na bazie badań modelowych wykazano, że odwzorowanie ruchu piszczeli względem kości udowej przez czworobok przegubowy jest zadowalające, różnice kinematyki stawu i mechanizmu stabilizatora znajduje się w granicach elastyczności stawu. Otrzymane wyniki wskazują, iż można tak dostosować parametry czworoboku przegubowego, aby jego kinematyka pasowała do indywidualnych cech pacjenta. Analiza statystyczna oraz analiza wrażliwości posłużyły do określenia zakresu adaptacji konstrukcji do osobniczych cech stawu jak również wskazały na istotę dokładnego procesu pozycjonowania stabilizatora.

Konstrukcja została przekazana na Akademię Medyczną w Warszawie gdzie wykonano już kilka pierwszych operacji z zastosowaniem tego stabilizatora Galileo. Praca ma charakter innowacyjny i należy podkreślić, że według wiedzy autorów jest to pierwsze tego typu rozwiązanie na świecie.

Praca została objęta dotacją Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa wyższego w ramach Grantu nr N R03 0021 04, PT „Modelowanie i analiza kinematyczna, dynamiczna, termiczna i magnetyczna oraz konstrukcja, budowa i badania eksperymentalne prototypów zespołów stabilizatorów stawów łokciowego, kolanowego i skokowego, wyposażonych w inteligentne tłumiki i amortyzatory magnetoreologiczne” oraz w części z projektu POiG 01.03.01-14-154/09 „ECO-Mobilność” realizowanego przez Politechnikę Warszawską. Zapropionowane rozwiązania konstrukcyjne zostały zastrzeżone patentem.

## 7. BIBLIOGRAFIA

- [1] Praca pod redakcją R. Będzińskiego, K. Kędziora, A. Walla, „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, tom 5, Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, W. Choromański, D. Jasińska-Choromańska autorzy rozdziału Jednostronne Stabilizatory Zewnętrzne, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT Warszawa 2004, s. 917-928
- [2] Dobrzyński G.: Koncepcja konstrukcji stabilizatora ortopedycznego stawu kolanowego. Praca dyplomowa, Politechnika Warszawska, Wydział SiMR, 2004;
- [3] Maquet P. G. J.: Biomechanics of the knee, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo 1984;
- [4] Morecki A., Knapczyk J., Kędzior K.: Teoria mechanizmów i manipulatorów, WNT Warszawa 2002.