

# Projekt egzozszkieletu stawu łokciowego do badań nad sterowaniem

Artykuł recenzowany

JĘDRZEJ STRANZ  
PROMOTOR:  
MARCIN PELIC

Politechnika Poznańska,  
Wydział Budowy Maszyn  
i Zarządzania  
Poznań, Poland  
jedrzejstranz@gmail.com

*Key words:*  
exoskeleton,  
powered orthosis,  
EMG,  
biomechanics

## Abstract

*A powered orthosis of an elbow joint was developed. The orthosis, or exoskeleton, can augment movements of human upper limb, working in parallel to its muscles. This technology is being intensively developed in recent years, giving hope to stroke patients, elders, and manual workers. The comparison of available drive units was performed. Special attention was paid to optimisation with regard to criteria of low mass, dimensions, and device's cost. The frame was shaped from aluminum profiles. A brushed DC motor has been used for a drive unit, connected to a planetary gear, custom bevel gear, and toothed belt gear. Greater wheel of the belt gear is fixed to a forearm part of the orthosis. The device features: EMG for biceps and triceps, encoder, strain gauge system, and current sensor, to allow for future research on controlling algorithms. Obtained preliminary results show possibility of effective and precise augmentation of human muscles.*

## WSTĘP

W ostatnim dziesięcioleciu nastąpił dynamiczny rozwój rewolucyjnych technologii mogących pomóc osobom niepełnosprawnym fizycznie. Wymienić tu można inżynierię tkankową, transplantologię, implantologię, funkcjonalną stymulację elektryczną, nowoczesne wózki inwalidzkie i pionizatory. Postęp w dziedzinach biomechaniki i robotyki umożliwił również powstanie zupełnie nowej grupy urządzeń – ortez z napędem, nazywanych również egzozszkieletami wspomaganymi lub urządzeniami biomechanicznymi [1, 2]. Są one często zaliczane do robotów (tzw. robotyka noszona, ang. *wearable robotics* [3]), chociaż poszczególne konstrukcje znacząco różnią się stopniem autonomii. Ich przeznaczeniem jest wspomaganie lub zastępowanie funkcji układu mięśniowego kończyn człowieka, przy czym kończyny te nie są amputowane, a jedynie niesprawne.

Celem tej pracy była budowa modelu ortozy stawu łokciowego z napędem elektrycznym. Przeprowadzono analizę wariantów układu napędowego,

z uwzględnieniem zagadnień ergonomii i biomechaniki. Układ napędowy składa się ze szczotkowego silnika prądu stałego, przekładni planetarnej, kątowej, oraz pasowej. Przewidziano możliwość przeprowadzenia dalszych badań nad algorytmami sterującymi. W tym celu wyposażono ortezę w elektromiografy bicepsa i tricepsa, czujnik kąta zgięcia łokcia, układ pomiaru siły oraz czujnik natężenia prądu w silniku.

Artykuł jest skonstruowany w następujący sposób. W rozdziale *BIOMECHATRONIKA* przedstawiono tematykę rodziny urządzeń, do której zalicza się konstrukcja przedstawiona w pracy. Rozdział *ZAGADNIENIA TECHNICZNE* opisuje wyzwania techniczne z nimi związane, natomiast w rozdziale *PROJEKT* zaprezentowano budowę zaprojektowanego egzozszkieletu. W ostatnim rozdziale przedstawiono wnioski z pracy.

## BIOMECHATRONIKA

Ortezy z napędem najczęściej są konstruowane z przeznaczeniem dla osób z niedowładem kończyn,

np. na skutek wylewu krwi do mózgu, lub całkowitym ich paraliżem. Istnieją różne stopnie zaawansowania takich urządzeń, od stosunkowo prostych, po konstrukcje, które umożliwiają osobom z przerwanym rdzeniem kręgowym poruszanie całymi nogami i chodzenie. Te zaawansowane urządzenia nazywane są egzoszkielecikami wspomaganymi [4, 5]. Potencjalną przeszkodą dla zastosowania napędzanych ortez jest spastyczność chorej kończyny, czyli trwałe i niekontrolowane napięcie mięśni.

Należy zwrócić uwagę, że chociaż praca ta dotyczy konstrukcji medycznych, to pojęcie egzoszkieleciketu odnosi się również do urządzeń o identycznej zasadzie działania, jednak w zastosowaniach militarnych [6], transportowych czy przemysłowych [7]. Ze względu na liczne podobieństwa, przykłady takich urządzeń również zostały wymienione.

## ■ ZAGADNIENIA TECHNICZNE

Orteza z napędem składa się z następujących podsystemów:

- ramy nośnej
- układu napędowego
- źródła energii
- układu sterowania
- zabezpieczenia

Poszczególne podsystemy spełniają dane funkcje w pracy urządzenia, przy czym każda z nich może być realizowana przy pomocy różnych rozwiązań technicznych. Wynika stąd duża różnorodność konfiguracji tych urządzeń, z których każda ma swoje zalety i wady. Niektóre z zagadnień zostały szerzej omówione poniżej.

### RAMA NOŚNA

Jak każda konstrukcja mechatroniczna, tak i orteza z napędem wymaga sztywnej, wytrzymałej ramy nośnej, na której mogą zostać zamocowane pozostałe elementy, szczególnie napęd i źródło energii. Jednak ze względu na mobilny charakter urządzenia, bardzo korzystny jest wybór materiału o wysokim stosunku wytrzymałości do masy. Drugim istotnym parametrem jest objętość ramy – zbyt duże wymiary urządzenia będą ograniczały jego funkcjonalność. Z tego powodu należy dążyć do konstrukcji nie tylko lekkiej, ale również zwartej. Jak w każdym urządzeniu, również tutaj nieodzownym czynnikiem są kwestie ekonomiczne. Z wymienionych powodów, najczęściej wykorzystywane jest aluminium, tytan oraz laminaty.

### NAPĘDY URZĄDZEŃ BIOMECHATRONICZNYCH

Dobór odpowiedniego napędu jest zagadnieniem złożonym, a jednocześnie kluczowym w optymalizacji całej konstrukcji pod kątem masy oraz czasu pracy. Mobilność urządzenia ortotronicznego nadaje wysoki priorytet niewielkiej masie wszystkich

podzespołów napędu oraz źródła energii. Równie ważna jest sprawność energetyczna układu.

Najczęściej stosowanym napędem jest napęd elektryczny [4, 5, 7, 8, 9]. Silniki elektryczne cechuje przede wszystkim możliwość bardzo precyzyjnego i dynamicznego sterowania, szczególnie gdy są używane w systemach serwonapędowych pracujących w zamkniętej pętli sterowania. Do ich ważnych zalet należą również sprawność energetyczna, czystość i stosunkowo niska emisja hałasu.

Rzadziej stosuje się siłowniki hydrauliczne czy pneumatyczne, chociaż istniejące projekty osiągają bardzo obiecujące wyniki [10]. Ich podstawową zaletą jest dużo wyższy stosunek mocy do masy i mocy do objętości w porównaniu do napędów elektrycznych. Do wad należą przede wszystkim wyższa cena oraz trudniejsze sterowanie, m.in. z powodu zmiennych parametrów pracy w zależności od temperatury. W układach hydraulicznych trudno uniknąć przeciekania oleju, zaś w pneumatycznych – wysokiego poziomu hałasu.

### ERGONOMIA

Podczas projektowania każdego robota przenośnego, kluczowymi cechami konstrukcji jest wystarczająca moc, długi czas pracy, energooszczędność i inne parametry napędu i zasilania. Tym, co odróżnia robotykę noszoną jest zagadnienie ergonomii, czyli dopasowania urządzenia do ciała człowieka, w celu zapewnienia efektywności, komfortu i bezpieczeństwa użytkownika. Parametry istotne z tego punktu widzenia zostały omówione poniżej.

#### Masa i moment bezwładności

Ortezy z napędem pojedynczych stawów najczęściej muszą być dźwigane przez użytkownika, dlatego zbyt duży ciężar stanowi istotne ograniczenie ich stosowania. Poza łączną masą konstrukcji, istotne dla komfortu użytkownika jest również rozmieszczenie poszczególnych podzespołów. Przykładowo, dla ortezy stawu łokciowego, umieszczenie napędu jak najbliżej stawu barkowego zmniejsza moment bezwładności konstrukcji, dzięki czemu użytkownik nie musi wkładać tyle wysiłku w poruszanie ramieniem z ortezą. W większych konstrukcjach, np. egzoszkielecikach kończyn dolnych lub dolnych i górnych, często próbuje się umieścić jak największą masę podzespołów w części przylegającej do pleców, szczególnie źródło energii (akumulator).

#### Wymiary

Optymalizacja rozmieszczenia podzespołów jest również istotna ze względu na wymiary urządzenia. Bardzo duża liczba stopni swobody ciała ludzkiego pozostawia niewiele przestrzeni bezkolizyjnej, w której można umieścić napęd. Należy również wziąć pod uwagę interakcję człowieka z otoczeniem

– duża szerokość egzozszkieletu będzie utrudniać przechodzenie przez drzwi, a napęd umieszczony z tyłu ud uniemożliwi siadanie. Również projektowanie ramy nośnej wymaga wzięcia pod uwagę całego ciała. Przykładowo, orteza stawu łokciowego może mieć przegub po jednej lub obu stronach ramienia. W drugim przypadku, znacząco zwiększa to sztywność konstrukcji, jednak rama nośna może wówczas powodować otarcia na boku talii.

### Stabilność mocowania do ciała

Szczególnie w przypadku ortez z napędem jednego stawu, stabilne przymocowanie urządzenia do ciała nie jest łatwe, a konieczne do prawidłowego działania. Najczęściej stosuje się w tym celu pasy, jednak ich mocne zaciśnięcie na skórze utrudnia krążenie krwi, uniemożliwiając prawidłowe użytkowanie. W przypadku urządzeń o większej liczbie członów mechanicznych i stopni swobody, np. ortezy barku, łokcia i nadgarstka, urządzenie w pewnym stopniu samoistnie dopasowuje się do ciała.

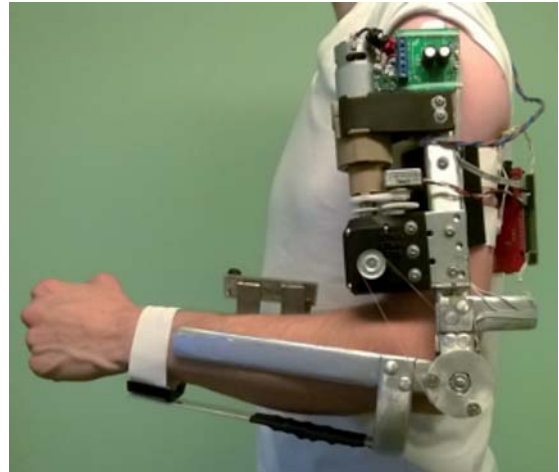
## PROJEKT

Pierwszym etapem pracy było wyznaczenie oczekiwanych parametrów urządzenia. W celu ich określenia, posłużono się systemem *motion capture* ludzkiego ciała BTS Smart. Z przykładowych pomiarów dokonanych podczas codziennych czynności wynika, że np. podczas swobodnego sięgania po przedmiot, w stawie łokciowym występują prędkości kątowe rzędu  $120^\circ/\text{s}$  oraz przyspieszenia do  $600^\circ/\text{s}^2$ . Stwierdzono, że urządzenie powinno osiągać przyspieszenie kątowe nie mniejsze niż  $300^\circ/\text{s}^2$  z obciążeniem na dłoni 20 N oraz prędkość bez obciążenia 40 obr/min. Przy przedramieniu prostopadłym do kierunku siły ciężkości, oznacza to wypadkowy moment ciążły w stawie wynoszący 10 Nm.

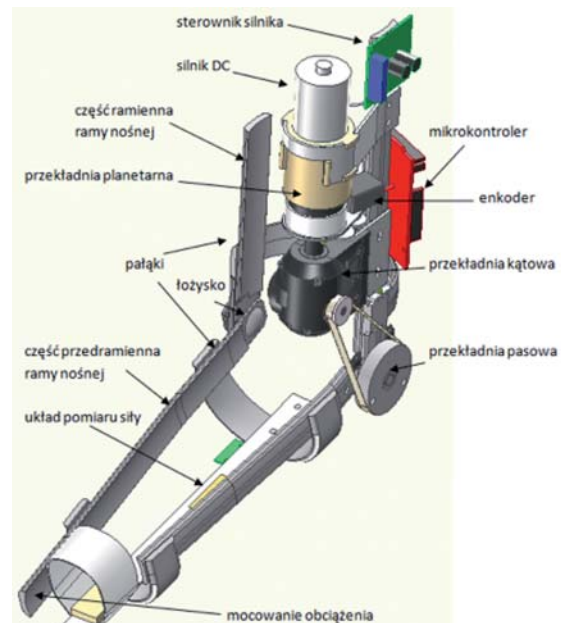
W celu minimalizacji kosztów, starano się wybierać rozwiązania ekonomiczne, szczególnie w kwestii napędu oraz ramy nośnej. Z tego powodu masa urządzenia jest zawyżona. Zachowano jednak odpowiednią sztywność ramy nośnej. Podjęto również próbę zoptymalizowania rozmieszczenia podzespołów pod kątem wymiarów urządzenia, aby nie ograniczać ruchów użytkownika. Gotowe urządzenie widoczne jest na rysunku 1.

### RAMA NOŚNA, ROZMIESZCZENIE ELEMENTÓW

Rama nośna została wykonana z profili ze stopu aluminium PA11 o szerokość 24 mm i grubości 4 mm. Materiał ten cechuje dobry stosunek wytrzymałości do masy, nadaje się do obróbki skrawaniem (wiercenie i gwintowanie) oraz plastycznej. Połączenia między profilami zostały wykonane przy pomocy aluminiowych nitów. Mocowania wymagające większej wytrzymałości, przede wszystkim napędu i obciążenia, zostały wykonane z blachy stalowej.



Rys. 1. Egzozszkielet na ramieniu użytkownika

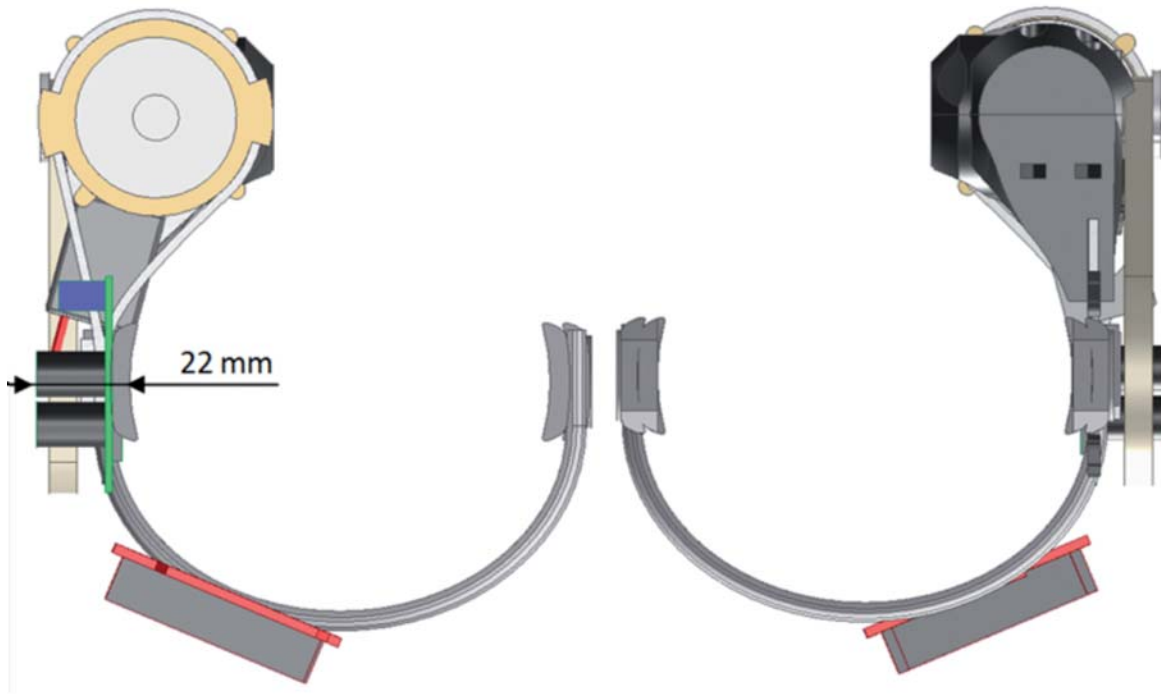


Rys. 2. Wizualizacja projektu egzozszkieletu.

Elementy mocowania do ciała ukryte dla przejrzystości

Rama składa się z części ramiennej, do której przymocowany jest układ napędowy i większość układu sterowania oraz części przedramiennej, na której znajduje się mocowanie obciążenia (rys. 2). Są one połączone ze sobą za pomocą łożysk ślizgowych. Profile ramy nośnej znajdują się po obu stronach kończyny i są połączone ze sobą półokrągłymi pałkami wygiętymi z profili. Znacząco zwiększa to sztywność konstrukcji w porównaniu do ramy znajdującej się po jednej stronie ramienia.

Podczas projektowania duży nacisk został położony na ergonomiczne rozmieszczenie podzespołów ortezy. Zespół silnika z reduktorem i sprzęgłem był zbyt długi, aby umieścić go równoległe do osi łokcia. Z tego powodu zamocowano go wzdłuż ramienia, przenosząc moc przez przekładnię kątową oraz pasową. Umożliwiło to



Rys. 3. Projekt egzoskieletu, widok na część ramienną, z góry oraz z dołu. Część przedramienna i elementy mocowania do ciała ukryte dla przejrzystości

użycie ekonomicznego silnika DC, a jednocześnie uzyskano zakres ruchu kończyny o wartości  $120^\circ$  oraz szerokość od ramienia nie przekraczającą 22 mm (rys. 3).

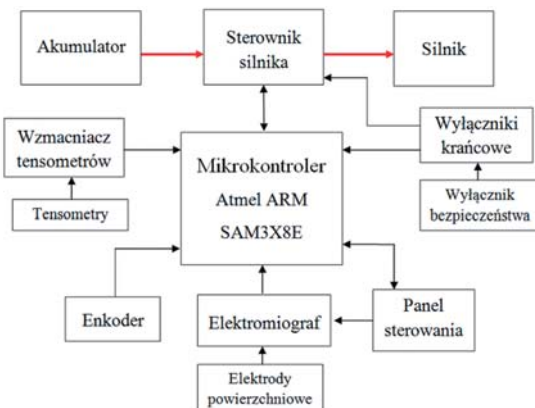
### NAPĘD

Napęd zaprojektowanej ortozy oparty jest na szczotkowym silniku prądu stałego. Jest on połączony z przekładnią planetarną o przełożeniu 33:1. Zespół ten charakteryzuje się dużymi wymiarami oraz masą w porównaniu do silników wysokiej jakości, ma również luz rzędu  $3^\circ$ , jest jednak rozwiązaniem ekonomicznym i wystarczającym do tej pracy. Rozważany był również silnik BLDC, jednak konieczność użycia specjalnego sterownika oraz wysoka cena nie były adekwatne do jego zalet.

Za sprzęgłem znajduje się zębata przekładnia kątowa o przełożeniu równym 1:1. Użyto kół zębatach z przekładni kątowej wkrętarki, zmieniając jednak wałki oraz łożyska ślizgowe. Zaprojektowana została również obudowa, wyprodukowana w technice druku 3D z poliamidu. Wszystkie te modyfikacje miały na celu uzyskanie przekładni o tych samych parametrach, co oryginalna, jednak znacznie bardziej kompaktowej i dostosowanej do tego urządzenia.

Moment napędowy z przekładni kątowej jest przekazywany do przekładni pasowej zębatej z przełożeniem 3:1. Większe koło przekładni zamontowano do części ruchomej ortozy, w osi stawu łokciowego

Do silnika zostały dolutowane kondensatory ceramiczne o pojemności 100 nF: po jednym między



Rys. 4. Uproszczony schemat blokowy układów sterowania i zasilania. Kolorem czerwonym zaznaczono przekazywanie mocy, a czarnym sygnału.

każdym złączem a obudową, oraz jeden pomiędzy złączami. Przewody silnika nawinięto również na rdzenie ferrytowe. Oba te zabiegi miały na celu zmniejszenie zakłóceń elektromagnetycznych generowanych przez silnik. Jest to istotne dla pracy elektromiografu.

### UKŁAD STEROWANIA

Na rysunku 4 przedstawiono diagram połączeń pomiędzy poszczególnymi komponentami ortozy. Centrum sterowania stanowi mikrokontroler Atmel ARM SAM3X8E, którego program analizuje dane z sensorów oraz steruje silnikiem poprzez sterownik.

Jako interfejs służy panel sterowania. Możliwa jest również przewodowa komunikacja z komputerem. Dodatkowymi elementami zapewniającymi bezpieczeństwo są wyłączniki krańcowe oraz wyłącznik bezpieczeństwa.

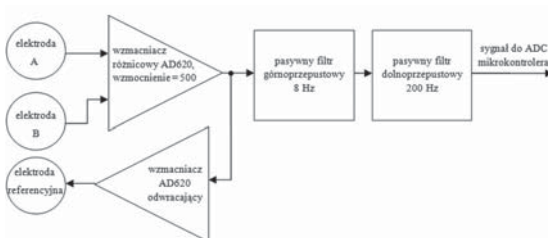
### Układ pomiaru siły

W celu detekcji ruchu przedramienia użytkownika, do ramy nośnej przymocowany został płaskownik aluminiowy z naklejonymi dwoma tensometrami foliowymi, od góry oraz od dołu. Drugi koniec płaskownika połączony jest z nadgarstkiem za pomocą elastycznej taśmy. Siła przyłożona w tym miejscu powoduje ugięcie płaskownika i powstanie odkształceń tensometrów, które zmieniają ich rezystancję elektryczną. Pośrednio jest ona mierzona za pomocą układu HX711 – 24-bitowego konwertera analogowo-cyfrowego (ADC).

### Elektromiograf

Elektromiografia jest metodą pomiaru aktywności elektrycznej mięśni, która jest proporcjonalna do siły z jaką człowiek je napina. W efekcie skurczu, między dwoma punktami wzdłuż pobudzonego włókna powstaje sygnał elektryczny, w formie serii wyładowań. Ich częstotliwość zmienia się w sposób nieprzewidywalny, zazwyczaj znajduje się jednak w zakresie 20-150 Hz [12]. Połączenie elektryczne z ciałem realizuje się za pomocą elektrod powierzchniowych. Wówczas różnicowy sygnał użyteczny ma typową wartość  $\pm 2$  mV, a sygnał wspólny, pochodzący głównie z zakłóceń elektromagnetycznych: 2 V. Z tego powodu, konieczne jest stosowanie wzmacniaczy różnicowych o *współczynniku tłumienia sygnału wspólnego* CMMR co najmniej 120 dB. Często dodatkowo sygnał wspólny z elektrod jest odwracany za pomocą wzmacniacza operacyjnego i przekazywany do elektrody odniesienia na ciele. Powoduje to dalsze wytłumienie sygnału wspólnego.

Układ elektromiografu został zaprojektowany specjalnie do tej pracy – uproszczony schemat jest przedstawiony na rysunku 5. Jest on oparty na wzmacniaczu instrumentalnym AD620 o współczynniku CMRR wynoszącym 130 dB. Wzmocniony i odfiltrowany sygnał jest przekazywany do 12-bitowego ADC mikrokontrolera.



Rys. 5. Uproszczony schemat układu elektromiografu

W wykonanym urządzeniu zastosowano elektrody powierzchniowe z tzw. elektrolitem suchym, w formie żelu. Zapewnia on dobre przewodnictwo elektryczne przy niewielkiej kłopotliwości stosowania.

### Enkoder

Wyposażenie orzezy w czujnik położenia kąтового pozwoliło sterować jej napędem w zamkniętej pętli. Zastosowano magnetyczny enkoder inkrementalny firmy Copal, o rozdzielczości  $1^\circ$ . Enkoder odczytuje położenie kątowe części ruchomej orzezy z rozdzielczością 360 impulsów na obrót, co po uwzględnieniu kwadratury daje rozdzielczość 0,5 stopnia kątowego.

### Sterownik silnika z czujnikiem natężenia prądu

Sterowanie silnikiem DC odbywa się za pomocą sterownika opartego na scalonym mostku H typu VNH2SP30. Umożliwia on sterowanie napięciem na silniku oraz ustawienie kierunku obrotu. Prąd na uzwojeniu jest regulowany za pomocą PWM o częstotliwości nośnej do 20 kHz. Wartość ta znajduje się na granicy zakresu słyszalności człowieka, dzięki czemu napęd pracuje znacznie ciszej, niż np. przy częstotliwości rzędu 2 kHz. W układ scalony został wbudowany czujnik natężenia prądu.

### Panel sterowania

Aby ułatwić użytkowanie i badania pracy orzezy, został zaprojektowany panel sterowania, umieszczony na przedramieniu, z łatwym dostępem wolnej ręki. Panel jest wyposażony w sygnalizujące diody LED, przyciski monostabilne oraz emiter dźwięku. Wszystkie te elementy są podłączone do mikrokontrolera i ich funkcja może być dowolnie nadana w programie.

### BEZPIECZEŃSTWO

W celu zapewnienia bezpiecznego użytkowania orzezy, zastosowano kilka rozwiązań mechanicznych i elektrycznych.

Aby zapobiec przekroczeniu naturalnej ruchomości stawu łokciowego przez napęd orzezy, zastosowano ograniczniki mechaniczne. Są one zrealizowane przez stalowe śruby przymocowane do większego koła pasowego.

Przekładnia pasowa pełni funkcję sprzęgła ograniczającego. Przy przekroczeniu maksymalnego momentu siły, wykorzystany poliuretanowy pasek zębaty ślizga się po mniejszym kole. Wartość tego momentu zależy od naciągu paska, który jest regulowany przez zmianę dystansu między kołami za pomocą śruby.

Urządzenie wyposażono w wyłączniki krańcowe oraz wyłącznik awaryjny typu „grzybek”. Są one pośrednio połączone ze sterownikiem silnika w taki sposób, iż rozłączanie napędu następuje niezależ-

nie od mikrokontrolera. Zastosowano również szereg zabezpieczeń programowych, jak ograniczenie maksymalnego napięcia na silniku, prądu na silniku, prędkości kątowej ortezy.

## ■ BADANIA DOŚWIADCZALNE

Egzoszkielec został poddany testom mającym na celu sprawdzenie, czy projekt działa zgodnie z założeniami konstrukcyjnymi. Zależnie od testowanego parametru bądź funkcjonalności, warunki badania były różne.

Urządzenie przytwierdzono do stołu za część ramienną ramy nośnej w celu przetestowania działania napędu. Sterowanie odbywało się z zastosowaniem wbudowanych podzespołów. Napisano program realizujący sterowanie prędkością z użyciem regulatora proporcjonalnego. Wartość wejściowa regulatora prędkości była zadawana na trzy sposoby:

- przez polecenia wprowadzane przez użytkownika do komputera;
- proporcjonalnie do średniej kroczącej sygnału z układu pomiaru nacisku. Nacisk na czujnik był wywierany przez osobę przeprowadzającą doświadczenie;
- proporcjonalnie do różnicy sygnałów EMG z bicepsa i tricepsa osoby przeprowadzającej doświadczenie.

Dane z czujników były przesyłane w czasie rzeczywistym do komputera i zapisywane w celu dalszej analizy. Doświadczenie przeprowadzono bez obciążenia na części przedramiennej, oraz z obciążeniem o masie 0,5 kg.

Egzoszkielec poddano badaniom również na ramieniu człowieka. Po rozłączeniu napędu przetestowano w jakim stopniu ciężar urządzenia i jego wymiary są dokuczliwe dla użytkownika. Sprawdzone również ewentualny wpływ umieszczenia egzoszkielec na ciele na odczyty z elektromiografu.

## ■ WNIOSKI

Rama nośna oraz napęd ortezy okazały się działać prawidłowo. Luz napędu nie jest odczuwalny w czasie użytkowania, ponieważ praktycznie zawsze obciążenie ma ten sam zwrot, zgodny z siłą ciężkości – nawet w czasie opuszczania ramienia. Masa urządzenia nie powoduje szybkiego zmęczenia użytkownika.

Możliwym sposobem na zmniejszenie masy i wymiarów urządzenia jest wykonanie ramy nośnej częściowo z profili aluminiowych, a częściowo z laminatu. Korzystna byłaby również wymiana silnika na silnik BLDC. Istnieją również silniki szczotkowe wyższej jakości od użytego w tej pracy, z magnesami neodymowymi.

Rozdzielczość oraz częstotliwość próbkowania układu pomiaru siły są wystarczające, aby efektywnie sterować silnikiem. Rezystory z układu mostka Wheatstone'a są jednak bardzo wrażliwe na zmiany temperatury – dotknięcie ich do ciała powoduje nagłą zmianę odczytu. Zastosowanie doraźnej izolacji termicznej znacząco poprawiło stabilność pomiaru.

Układ elektromiografu działa poprawnie. Zastosowane filtry pasywne okazały się wystarczające, a stopień złożoności układu jest dużo mniejszy, niż gdyby wykorzystywać filtry aktywne. Zdarza się jednak spontaniczne wejście w stan nasycenia. Istnieją bardziej zaawansowane układy EMG, z wielostopniowymi wzmacniaczami sygnału. Prawdopodobnie ich użycie zapewniłoby znacznie lepsze parametry pracy.

Kontynuowana będzie praca nad sterowaniem egzoszkieletem. Sprawdzona będzie skuteczność różnych strategii kontroli, przy użyciu regulatorów typu P, PD, PID. Przetestowane zostanie sterowanie z użyciem samego EMG, samego układu pomiaru siły oraz kombinowane.

\* Artykuł stanowi część pracy magisterskiej wykonanej pod kierunkiem promotora pracy – dr inż. Marcina Pelica

## ■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Jose L. Pons (pod redakcją), *Wearable Robots, Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons Ltd. 2008
- [2] Ottobock. *C-Brace high-tech KAFO* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: [www.ottobock.com/orthotics/solution-overview/orthotronic-mobility-system-c-brace/](http://www.ottobock.com/orthotics/solution-overview/orthotronic-mobility-system-c-brace/)
- [3] WeRob. *International Workshop on Wearable Robotics* [online]. Ostatnia aktualizacja 01.10.2014. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: [www.werob2014.org/](http://www.werob2014.org/)
- [4] MindWalker. *MindWalker Project Portal* [online]. Ostatnia aktualizacja 06.2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: <https://mindwalker-project.eu/>
- [5] Ekso Bionics. *What is Ekso?* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: [intl.eksobionics.com/ekso](http://intl.eksobionics.com/ekso)
- [6] Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory. *HULC™* [online]. Ostatnia aktualizacja 2010. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: [me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/](http://me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/)
- [7] Cyberdyne. *What's HAL?* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: [www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/](http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/)
- [8] K. A. Shorter, G. F. Kogler, E. Loth, W. K. Durfee, E. T. Hsiao-Wecksler, 2011, *A portable powered ankle-foot orthosis for rehabilitation*. Journal of Rehabilitation Research & Development, vol. 48, page 459-472.
- [9] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, S. H. Collins, April 2004, *The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking*. Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, page 2430-2435.
- [10] G. R. Johnson, D. A. Carus, G. Parrini, S. Scattareggia Marchese, R. Vleggi, 2001, *The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb*. Proceedings of Institution of Mechanical Engineeris, Vol. 215, Part H, Journal of Engineering in Medicine, page 275-284
- [11] B. C. Neubauer, J. Nath, W. K. Durfee, 2014, *Design of a portable hydraulic ankle-foot orthosis*. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- [12] Peter Konrad, Gliwice 2007, ABC EMG, *Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej*. TECHNOMEX Sp. z o.o., ISBN 83-920818-1-1