

Ogólna charakterystyka prototypu robota ARR przeznaczonego do fizjoterapii stawu barkowo-obojczykowego i łokciowego

Streszczenie

Artykuł opisuje budowę i zasadę działania semi-egzoszkieletalnego robota przeznaczonego do rehabilitacji medycznej kończyny górnej, który powstał na Politechnice Łódzkiej. Robot analizuje sygnały elektromiograficzne generowane przez pacjenta w celu wykorzystania ich do sterowania i oceny jakości fizjoterapii. Posiada również możliwość rehabilitacji ruchowej z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości oraz tryby sterowania podatnego. Dzięki tym zaawansowanym trybom sterowania pacjent wchodzi w interakcję z robotem, co pozytywnie wpływa na przebieg terapii.

Na początku artykułu nakreślono obecny stan wiedzy na temat robotów rehabilitacyjnych w Polsce i na świecie. Następnie znajduje się opis poszczególnych podsystemów robota. Na końcu przedstawiono konkluzje, które stanowią wskazówki dla twórców podobnych robotów rehabilitacyjnych.

Słowa kluczowe: robot rehabilitacyjny, kończyna górna, ręka, EMG, rehabilitacja lecznicza, robot, wirtualna rzeczywistość

The general characteristic of ARR robot designed to physiotherapy of acromioclavicular and elbow joints

Summary

The paper describes the design and operation of a semi-exoskeleton arm rehabilitation robot dedicated for upper limb rehabilitation. The robot was created at Lodz University of Technology. It analyzes electromyography signals generated by patient in order to use them in control and to assess physiotherapy process. The control system of the robot is also able to work in advanced control framework related to virtual reality and compliance control, thereby patient can interact with the robot, what has positive influence on the course of therapy.

In the beginning of the article there is the description of current state of the art in Poland and in the world. Next there is the description of various robotic subsystems. In the end of the article there are conclusions, which are in facts guidelines for engineers, who are working under similar projects.

Key words: rehabilitation robot, upper extremity, upper limb, hand, EMG, rehabilitation, robot, virtual reality

Wstęp

Rehabilitacja medyczna kończyny górnej to zazwyczaj proces, który obliguje fizjoterapeutę i pacjenta do wyczerpanej pracy. Wymaga ona również specjalistycznej wiedzy i jest męcząca. Stanowi także kosztowny proces. Te i inne czynniki powodują, że dąży się do chociażby częściowego zastąpienia fizjoterapeuty przez inteligentne maszyny przeznaczone do wspomaganie ruchu.

Częściowo automatyzując proces fizjoterapii, można poprawić wybrane wskaźniki jakości rehabilitacji ruchowej. Przede wszystkim zyskuje się na dobrej powtarzalności ruchów przez roboty. Poszczególne ćwiczenia mogą być wykonywane przez robota bez większej trudności, podczas gdy wymagało to od fizjoterapeuty znacznej pracy. Można również tak zaprogramować robota, żeby był on szczególnie czuły na zmiany wybranych parametrów życiowych człowieka. To spowodowałoby, że robot będzie reagował na ból sygnalizowany przez pacjenta, nawet w większym stopniu niż rehabilitujący go człowiek. Poza tym, stosując wirtualną rzeczywistość z ciekawymi scenariuszami gier, można dodatkowo zmotywować pacjenta do wyczerpanej pracy. Powyższe czynniki powodują, że fizjoterapia przy zastosowaniu robotów może w przyszłości być skuteczniejsza i jednocześnie tańsza od konwencjonalnej¹.

Zapotrzebowanie na tego typu roboty jest duże. W Stanach Zjednoczonych Ameryki liczba osób wymagających rehabilitacji kończyny górnej z powodu takich urazów, jak: wylew, stwardnienie rozsiane, uszkodzenia kończyn i kręgosłupa wynosi około 7 milionów rocznie². Globalnie z usług podobnych robotów mogłoby korzystać około 300 milionów osób rocznie.

Celem rozprawy doktorskiej, w ramach której powstał opisywany w tym artykule robot, było udowodnienie trzech tez badawczych. Jedna z nich wiązała się z optymalizacją konstrukcji manipulatora robota, natomiast dwie pozostałe dotyczyły sygnałów elektromiograficznych. Tezy rozprawy zostały celowo w ten sposób sformułowane, iż należało wykonać działającego robota rehabilitacyjnego i dalsze eksperymenty na nim w celu ich udowodnienia lub zaprzeczenia.

Jednym z celów pracy była wielokryterialna optymalizacja, z czego dwa najważniejsze wskaźniki były związane z bezpieczeństwem oraz taką budową robota, aby móc go przystosować do leczenia jak największej gamy urazów. Natomiast sama konstrukcja powinna zapewnić rehabilitację osób o różnych cechach antropometrycznych.

Druga część pracy wiązała się z poprawą jakości rehabilitacji poprzez zastosowanie sprzężeń zwrotnych w postaci sygnałów bioelektrycznych. Postanowiono

¹ A. Gmerek, *ARR – robot do rehabilitacji kończyny górnej*, [w:] *Postępy Robotyki*, red. K. Tchoń, C. Zieliński, z. 182, Warszawa, Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, 2012

² C. Frumento, E. Messier, V. Montero, *History and Future of Rehabilitation Robotics*, Raport Techniczny – Faculty of Worcester Polytechnic Institute, 2010

położyć szczególny nacisk na wykorzystanie miopotencjałów jako sygnałów sterujących oraz na ich podstawie oszacowywać postępy rehabilitacji.

Artykuł opisuje budowę i działanie robota rehabilitacyjnego nazwanego *Arm Rehabilitation Robot*, który został wykonany na Politechnice Łódzkiej. Przedstawiono również przegląd robotów do rehabilitacji ruchowej kończyny górnej na świecie i w polskich ośrodkach naukowych. Na końcu autor próbuje nakreślić kierunki dalszego rozwoju robotyki rehabilitacyjnej kończyny górnej.

Przegląd prac z zakresu robotyki rehabilitacyjnej

W literaturze naukowej oraz bazach danych patentów można znaleźć już kilkadziesiąt przykładów robotów przeznaczonych do fizjoterapii kończyny górnej. Większość z nich nie została, niestety, wykonana. Najwięcej konstrukcji to roboty z napędami zamocowanymi bezpośrednio w złączach manipulatora, podobnie jak opisywany w tym artykule robot. Jest to związane z nieskomplikowanym systemem przeniesienia napędu. W tego typu konstrukcjach stosowane są napędy, których oś obrotu podłączona jest bezpośrednio do złącza manipulatora. Spośród wszystkich robotów, które można znaleźć w literaturze, kilka zasługuje na dodatkowy opis.

Dość ciekawy robot został ostatnio wykonany na Tajwanie³. Manipulator robota NTUH-II charakteryzuje się egzoszkieletną strukturą i posiada 8 stopni swobody, z czego 6 z nich przypada na staw barkowo-obojęczykowy. Posiada również dwa sześciosiowe czujniki momentów. Robot jest w stanie praktycznie objąć całą przestrzeń ruchów ludzkiego ramienia.

Najbardziej zaawansowaną rodziną robotów na świecie jest grupa urządzeń o akronimie ARMin, która była przez lata i nadal jest rozwijana na Uniwersytecie ETH w Zurichu⁴. Manipulatory tych robotów wyposażone są w przekładnie harmoniczne (falowe), które mogą pracować rewersyjnie. Ramię pacjenta mocowane jest w specjalnym uchwycie wyposażonym w czujniki siły. Powstało kilka wersji tego robota, a na bazie prac tego szwajcarskiego zespołu badawczego został opracowany robot – PowerARMEO, który jest jednym z pierwszych skomercjalizowanych robotów przeznaczonych do rehabilitacji kończyny górnej⁵.

Ostatnio Urs Keller oraz Robert Reiner wykonali robota przeznaczonego do rehabilitacji kończyny górnej u dzieci⁶. Jest to jeden z nielicznych tego typu

³ C.-H. Lin, W.-M. Lien, W.-W. Wang, S.-H. Chen, C.-H. Lo, L. S.-Y. i L.-C. Fu, *NTUH-II Robot Arm with Dynamic Torque Gain Adjustment Method for Frozen Shoulder Rehabilitation*, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), Chicago, 2014

⁴ T. Nef, R. Riener, *ARMin – Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot*, IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, 2005

⁵ *Armeo*, www.hocoma.com, [dostęp: 09.2015]

⁶ U. Keller, R. Riener, *Design of the Pediatric Arm Rehabilitation Robot*, IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), Brazil, 2014

robotów. Pozostałe w większości przeznaczone są dla osób dorosłych. Pierwszy prototyp został nazwany ChARMin i posiada 4 stopnie swobody. Projekt składa się z części mechanicznych połączonych szeregowo, wraz z manipulatorem równoległym odpowiedzialnym za wytworzenie zdalnego punktu obrotu. To rozwiązanie pozwoliło na utworzenie bezpiecznego dystansu pomiędzy manipulatorem robota a pacjentem.

Robotyka rehabilitacyjna w polskich ośrodkach naukowych rozwijana jest od początku lat 80. Pierwsze prace pojawiły się w Politechnice Warszawskiej i Wrocławskiej⁷. Były to proste stanowiska robotyczne testujące różne parametry biomechaniczne człowieka.

W Przemysłowym Instytucie Automatyki i Pomiarów w Warszawie powstały dwa roboty rehabilitacyjne RENUS-1 i RENUS-2⁸. Robot RENUS-1 przeznaczony jest do kinezyterapii kończyny górnej. Jego konstrukcja wzorowana jest na MIT-Manus⁹. Robot ten ma strukturę kartezyjską. Pacjent trzyma swoją dłoń na uchwycie, który porusza się w przestrzeni zgodnie ze zdefiniowaną wcześniej trajektorią. System umożliwia przeprowadzanie rehabilitacji ruchowej zarówno biernej, jak i czynnej.

Roboty rehabilitacyjne rozwijane są również przez Instytut Techniki i Aparatury Medycznej (ITAM) w Zabrze¹⁰. Do najbardziej popularnych prototypów wyprodukowanych przez ten ośrodek należy robot ARM-100. Robot ten przeznaczony jest do rehabilitacji kończyny górnej. Posiada 7 stopni swobody i ma strukturę egzozszkieletu. Dwa stopnie swobody przypadają na staw barkowy. Robot charakteryzuje się ciekawym rozwiązaniem systemu sterowania. Każdy z węzłów manipulatora sterowany jest przez oddzielny mikrokontroler, w którym zapisany jest algorytm sterowania silnika BLDC uwzględniający m.in. dane z czujników położenia silnika, czy dane z czujników siły. Konstruktorzy robota twierdzili, iż największym problemem w dobrym odtwarzaniu trajektorii były luzy na przekładniach i sprzęgłach, które uniemożliwiały precyzyjne sterowanie robotem.

Jednym z najnowszych urządzeń przeznaczonych do rehabilitacji jest robot „Luna”, który jest przeznaczony do fizjoterapii kończyny górnej przy

⁷ W. Klimasara, Z. Pilat, *Rozwój systemów mechatronicznych wspomagających rehabilitację ruchową człowieka*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 182, *Postępy Robotyki*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2012

⁸ W. J. Klimasara, J. Dunaj, P. Stempniak, Z. Pilat, *Zrobotyzowane systemy RENUS-1 oraz RENUS-2 do wspomagania rehabilitacji ruchowej po udarach mózgu*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 175, *Problemy Robotyki*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2010

⁹ N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, A. Sharon, *MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training*, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 1992

¹⁰ A. Michnik, M. Bachorz, J. Brandt, Z. Paszenda, R. Michnik, J. Jurkojć, W. Rycerski, J. Jannota, *Prototypy robotów rehabilitacyjnych opracowane przez ITAM Zabrze*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 182, *Postępy Robotyki*, 2012

wykorzystaniu sygnałów elektromiograficznych¹¹. Robot posiada tylko jeden aktywny stopień swobody. Jednakże na uwagę zasługuje fakt, iż zaimplementowano w nim prosty algorytm sterowania wykorzystujący chwilową wartość odczytanego sygnału elektromiograficznego.

Budowa robota ARR – konstrukcja

Wybór konstrukcji robota padł na manipulator typu semi-egzoszkieletalnego. Tego typu roboty mają manipulator w formie aktywnej ortozy okalającej rehabilitowane części ciała pacjenta oraz podstawę, na której spoczywa ciężar manipulatora, aby nie obciążać ciała człowieka. Do głównych zalet tego typu robotów należy to, że mają mniejsze gabaryty i masę w stosunku do innych konstrukcji. Poza tym zakres ruchu tego typu robotów może być zgodny z zakresem ruchu rehabilitowanego pacjenta. Zbyt duży zakres ruchu mógłby przyczynić się do powstania urazów, w przypadku błędów w sterowaniu, natomiast zbyt mały ograniczałby możliwy zakres rehabilitacji¹².

Robot rehabilitacyjny ARR składa się z dwóch części: podstawy, na której zamocowane są inne podzespoły robota, a w środku której znajdują się sterowniki elektroniczne oraz manipulatora, do którego podczepiana jest kończyna górna pacjenta. Manipulator spoczywa na trójosiowym wózku, który z założenia miał niwelować przesuw liniowe kończyny górnej względem podstawy, jednak ostatecznie posłużył on jedynie do wykonania prostych eksperymentów i nie był używany w końcowych algorytmach sterowania.

Manipulator składa się z czterech aktywnych stopni swobody oraz dwóch stopni nastawczych. Trzy stopnie swobody znajdują się w stawie barkowo-obojęczkowym, a jeden w stawie łokciowym. Złącza znajdujące się w stawie barkowo-obojęczkowym są w stosunku do siebie ustawione prostopadle. Takie rozwiązanie powoduje, że można w sposób bezpośredni wykonać wszystkie podstawowe ruchy ramienia bez potrzeby zmiany orientacji napędów. Na przykład od unoszenia-opuszczania można bezpośrednio przejść do odwodzenia-przywodzenia. Robot jest w stanie wykonać pełny obrót na każdym ze złączy. W związku z tym zakresy ruchów są ograniczane programowo oraz mechanicznie. Złożoną ścieżkę przestrzenną otrzymuje się poprzez synchroniczne sterowanie wszystkimi złączami robota. Dłoń pacjenta w trakcie rehabilitacji spoczywa na wygodnym uchwycie.

Robot został w ten sposób zaprojektowany, iż możliwa jest rehabilitacja lecznicza osób siedzących, jak również wysokich osób stojących. Złącza nastawcze, w postaci napędów śrubowo-obrotowych, znajdujące się w ramieniu i przedramieniu, umożliwiają

¹¹ <http://www.egzotech.com/>, [dostęp: 09.2015]

¹² A. Gmerek, E. Jezierski, *Robot do rehabilitacji kończyn górnych wykorzystujący powierzchniowe sygnały elektromiograficzne*, [w:] *Aktualne problemy automatyki i robotyki*, Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2014, s. 342–351

dostosowywanie długości złącz do długości kończyny pacjenta. Dzięki wykorzystaniu czujników położenia nastawy mogą zostać łatwo zapisane w bazie danych. To powoduje, że robot jest w stanie automatycznie przekonfigurować się do rozmiarów nowego pacjenta, co może skrócić czas postoju pomiędzy rehabilitacją nowych pacjentów.

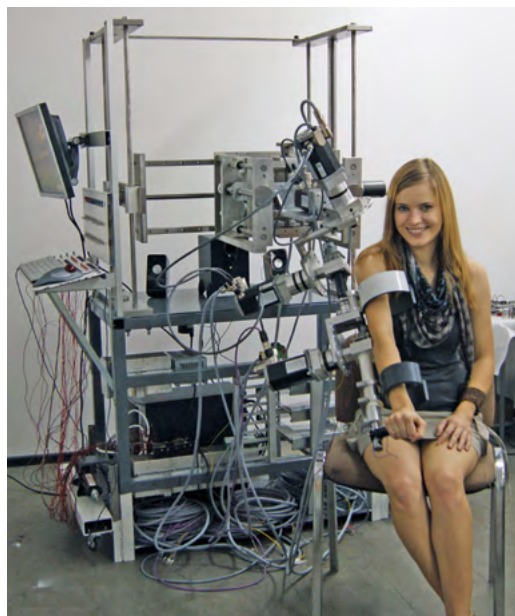
Szczegółowy opis mechaniki robota można znaleźć w artykule¹³ oraz artykule¹⁴. Zdjęcie robota przedstawia Rysunek 1.

System sterowania robotem

System sterowania robotem składa się z części sprzętowej oraz współpracujących ze sobą kilku programów, które wymieniają dane za pośrednictwem protokołu TCP/IP. Dzięki temu podejściu możliwe było wprowadzenie modułowości do systemu (co przyspieszy dalszy rozwój tych urządzeń, gdyż poszczególne programy mogą być kompilowane niezależnie, a później łączone ze sobą).

Sterowniki sprzętowe odpowiadały za wykonanie niskopoziomowej pętli sprzężenia zwrotnego. Pośredniczyły one również pomiędzy główną jednostką sterującą (komputerem z oprogramowaniem Windows 7) a sterownikami mocy. Taka architektura była konieczna, ponieważ starając się obniżyć koszty produkcji urządzenia, zastosowano zwykły komputer klasy PC.

Na głównym komputerze sterującym działa kilka programów, które wymieniając pomiędzy sobą dane, skutecznie sterują robotem. Jednym z podstawowych trybów sterowania jest sterowanie polegające na odtwarzaniu wcześniej zadanej w programie ścieżki ruchu. Ze względu na to, że w rehabilitacji istotne są położenia kątowe ogniw, a mniej istotne położenie efektora w układzie kartezjańskim, robot sterowany był w sposób bezpośredni przy użyciu współrzędnych złączowych. To rozwiązanie znacznie zmniejszyło ilość potrzebnych komputacji.



Rysunek 1. Zdjęcie robota ARR (Arm Rehabilitation Robot) – głównego prototypu wykonanego w ramach opisywanej pracy doktorskiej

¹³ A. Gmerek, *Mechanical and hardware architecture of the semi-exoskeleton arm rehabilitation robot*, „The Archive of Mechanical Engineering” 2013, Nr 4, vol. LX, s. 557–574

¹⁴ A. Gmerek, *Design of the robotic exoskeleton for upper-extremity rehabilitation*, „Pomiary, Automatyka, Robotyka” 2013, Nr 1, vol. XVII, s. 97–101

Robot jest w stanie pracować w kilku trybach: biernie wodzić kończynę górną po określonej trajektorii, wspomagać ruch lub przeciwdziałać ruchowi. Te dwa ostatnie tryby wykonywane są na podstawie odczytu prądu na silniku lub poprzez analizę sygnałów sEMG.

Ogólny schemat oprogramowania robota został przedstawiony w artykule¹⁵.

Dla robota został również opracowany prosty system bazodanowy oraz interfejs użytkownika, za pomocą którego można było zadać prostą trajektorię ruchu. Programując robota, należy pamiętać, aby robić to z uwzględnieniem biomechanicznych możliwości i ograniczeń w budowie stawu w płaszczyznach podstawowych i złożonych.

Moduł sterowania admitancyjnego

Ważne jest, żeby mechanizm, z którym styka się pacjent, nie był przez niego odczuwany jako sztywny. Podatne złącza są bardziej komfortowe dla pacjentów, ponieważ nie czują oni, że mają kontakt z ciężką maszyną. Poza tym podatność zwiększa bezpieczeństwo i niweluje negatywne skutki drgań o specyficznej częstotliwości. Ceną za to jest natomiast to, iż dokładność sterowania tego typu złącza jest mniejsza w stosunku do złączy sztywnych¹⁶. Jednak w ogólnym rozrachunku, jeżeli chodzi o rehabilitację, wykonanie ruchu z dokładnością do dziesiątek części milimetra nie jest istotne, a zatem pewien stopień podatności w robotach nie wpływa negatywnie na funkcjonalność robota.

Złącze łokciowe manipulatora z punktu widzenia zdrowego człowieka jest złączem rewersyjnym (silnikiem można poruszyć od strony ciężaru), a rewersyjność napędów bezpośrednio wiąże się z ich podatnością. Zrealizowano to poprzez zastosowanie przekładni planetarnej o małym przełożeniu. Natomiast złącza w innych częściach konstrukcji nie są rewersyjne. Ze względu na specyfikę zastosowanej konstrukcji nie było to możliwe¹⁷. W celu zaimplementowania podatności w tych napędach można byłoby zastosować specjalną konstrukcję zapewniającą mniejszą sztywność, np. zastosować rekonfigurowaną sprężynę, do której byłby następnie podłączony napęd. To rozwiązanie jest jednak trudne konstrukcyjnie, a zatem drogie, poza tym niesprawdzone. Postanowiono w związku z tym zastosować inny sposób polegający na programowej implementacji podatności. W tym przypadku silnik elektryczny sterowany jest w ten sposób, iż ma się wrażenie,

¹⁵ A. Gmerek, *High-level controller for an arm rehabilitation robot – positioning algorithms with respect to EMG data*, 16th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2011, s. 182–187

¹⁶ E. Jezierski, A. Gmerek, *Regulator impedancyjny dla elektrycznego zespołu napędowego robota*, [w:] *Postępy Robotyki*, red. K. Tchoń, C. Zieliński, Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, 2012

¹⁷ A. Gmerek, *Mechanical and hardware architecture of the semi-exoskeleton arm rehabilitation robot*, „The Archive of Mechanical Engineering” 2013, Nr 4, vol. LX, s. 557–574

jakby pomiędzy silnikiem a złączem była zamocowana sprężyna. W pierwszej kolejności eksperymenty były wykonywane na złączu o jednym stopniu swobody napędzanym silnikiem BLDC. Eksperymenty te pozwoliły na właściwy dobór typu napędów robota, dopracowanie konstrukcji sterowników niskopoziomowych i przyczyniły się do opracowania podstawowych algorytmów sterowania admittancyjnego¹⁸. Następnie algorytm został przeniesiony na platformę robotyczną ARR.

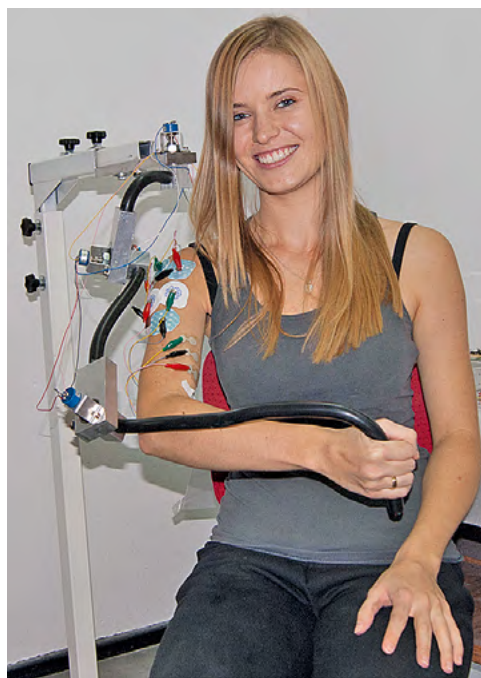
Osoby testujące algorytm potwierdziły pozytywną zmianę po implementacji podatności. Jednakże, aby algorytm stał się w pełni uniwersalny, wymaga to dalszej pracy naukowej. W szczególności istotne jest opracowanie sposobu doboru parametrów algorytmu, które zależą od stanu fizycznego pacjentów. W opisywanej konstrukcji zostało to wykonane dla dwóch zdrowych użytkowników.

System elektromiograficzny

Kluczowym systemem, który mógłby znacznie polepszyć jakość współpracy człowieka z robotem, jest moduł elektromiograficzny. System ten odpowiada za rejestrację i przetwarzanie miopotencjałów na potrzeby rehabilitacji. Składa się on z matrycy aparatów elektromiograficznych, które rejestrują sygnał z powierzchni skóry i transmitują go do wysokopoziomowego sterownika przetwarzania sygnałów.

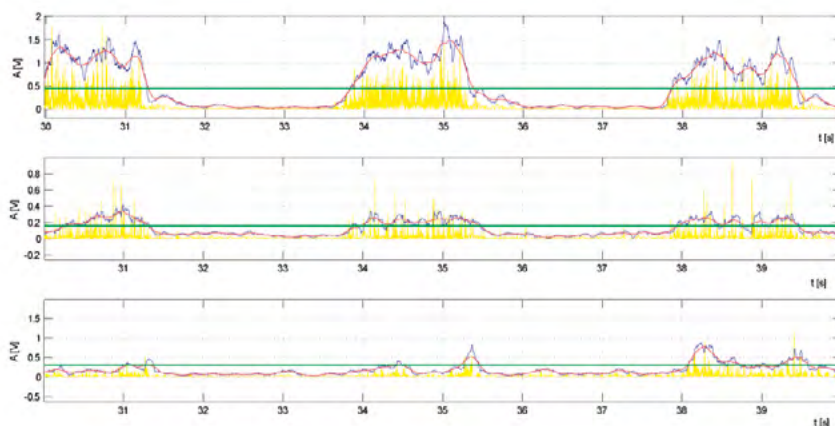
W czasie eksperymentów badano, czy na podstawie sygnałów elektromiograficznych można estymować położenie kończyny górnej, siłę generowaną przez mięśnie oraz stan zmęczenia mięśni (Rysunek 2).

Problem polega jednak na tym, iż w przypadku estymacji tych parametrów z powierzchni barków trudno jest zidentyfikować, z jakich mięśni pochodzi sygnał z powodu superpozycji sygnałów i różnych czynników zakłócających



Rysunek 2. Zdjęcie przebiegu jednego z eksperymentów. W celu jednoczesnej rejestracji sygnału EMG oraz położenia kończyny górnej został wykonany prosty przestrzenny goniometr

¹⁸ A. Gmerek, E. Jezierski, *Admittance control of a 1-DoF robotic arm actuated by BLDC motor*, 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2012, s. 633–638



Rysunek 3. Przykładowy przebieg sygnału EMG na trzech kanałach nagrany z powierzchni skóry barku w trakcie skokowego przemieszczenia kończyny górnej

(Rysunek 3). Z tego powodu należało użyć specjalnych metod przetwarzania sygnałów, które pozwoliły na identyfikację wspomnianych parametrów.

Pierwszym krokiem takiego przetwarzania sygnałów była odpowiednia filtracja. W trakcie tego procesu w pierwszej kolejności usuwane były składowe pochodzące od sieci elektroenergetycznej. Następnie sygnał był odfiltrowywany od wszelkiego rodzaju zakłóceń periodycznych. Proces ten przebiegał przy wykorzystaniu transformaty falkowej.

Tak przygotowany sygnał można było poddać procesowi obróbki, którego najważniejszym elementem była ekstrakcja istotnych cech. Było to konieczne, ponieważ z przebiegu czasowego można praktycznie jedynie z dużą dokładnością estymować siłę generowaną przez mięśnie. Natomiast do oszacowania aktywności jednostek motorycznych, położenia kończyny, czy zmęczenia mięśni, wymagane są dodatkowe informacje.

Natura zastosowanych deskryptorów była różna. Badania wykazały, iż najlepsze efekty uzyska się, mieszając cechy pochodzące z różnych domen (czasu, częstotliwości, czasowo-częstotliwościowe oraz krótkookresowe). Do ostatecznych eksperymentów wybrano cechy charakteryzujące się dużą dokładnością klasyfikacji i mało skorelowane z innymi cechami: LPC (*Linear Predictive Codes*), średnia częstotliwość, chwilowa wartość sygnału w dziedzinie czasu, wymiar pudełkowy.

Wspomniany wektor cech wykorzystany był do estymacji aktywności motorycznej mięśni oraz położenia. Jednakże eksperymenty wykazały, iż nie można z dużą dokładnością estymować tego ostatniego. Z tego powodu w algorytmach



Rysunek 4. Zdjęcie ekranu prostej gry, która jest częścią opisywanego systemu

sterowania robota wykorzystano jedynie system estymujący aktywność motoryczną mięśni oraz ich siłę.

W trakcie eksperymentów zbadano także stopień dyskryminatywności różnych cech sygnałów na potrzeby estymacji aktywności jednostek motorycznych mięśni przy ograniczonej liczbie elektrod pomiarowych. Opracowano również analityczne modele wiążące chwilową wartość sygnału EMG z siłą i zmęczeniem mięśni zapewniające akceptowalną dokładność estymacji.

Podsystem wirtualnej rzeczywistości

Robot został wyposażony w podsystem wirtualnej rzeczywistości, który mógłby przyczynić się do polepszenia procesu fizjoterapii¹⁹. Zostało wykazane, że mózg szybciej regeneruje się, a pacjenci nie nudzą się w trakcie rehabilitacji przy wykorzystaniu gier bazujących na wirtualnej rzeczywistości. System wykorzystywał stereografię w celu urealnienia wyświetlanej gry.

W skład testowanego systemu wirtualnej rzeczywistości wchodził robot, komputer odpowiedzialny za animowanie sceny oraz wirtualne okulary, które były do niego podłączone.

¹⁹ A. Gmerek, *The virtual reality system used for upper extremity rehabilitation*, 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2012, s. 312–314

W celu zaimplementowania tej idei opracowano kilka prostych gier, które angażowały ruchy pacjenta. We wszystkich scenariuszach pacjent widzi swoją kończynę górną z perspektywy pierwszej osoby. W jednym ze scenariuszy w sposób losowy pojawiały się małe potworki, które należało zastrzelić (Rysunek 4). W tym celu należało przemieścić kończynę górną, aby wskazywała na potworka, a następnie nacisnąć spust wirtualnego pistoletu (co w rzeczywistości odpowiadało wciśnięciu przycisku). Specyfika zadawania sygnału referencyjnego mogła przebiegać w tym przypadku za pośrednictwem miosygnalów lub poprzez odczyt prądu na silniku. Pierwszy sposób wymagał specyficznego podejścia do przetwarzania sygnałów elektromiograficznych, które zostało przedstawione w dalszej części artykułu.

System został z powodzeniem przetestowany. Niestety, z powodu niskiej jakości ówczesnych gogli wirtualnych, również jakość obrazu była niska, co stanowiło największą bolączkę owego podsystemu. Ze względu na to, że robot nie był nigdy testowany w warunkach klinicznych, *de facto* nie wiadomo, czy ćwiczenia przy współudziale wirtualnej rzeczywistości faktycznie poprawiają jakość rehabilitacji. Udowodnienie tej tezy wymaga długotrwałych badań porównawczych.

Podsumowanie przeprowadzonych prac projektowych

Na podstawie wykonanego wieloosiowego robota przeznaczonego do fizjoterapii kończyny górnej wyciągnięto najbardziej wartościowe wnioski tej pracy. Konstrukcja robota stała się przedmiotem zgłoszenia patentowego²⁰. W końcowych etapach realizacji projektu wykonano również prostego robota do kinezyterapii kończyny górnej o trzech aktywnych stopniach swobody, w celu sprawdzenia jednej z tez związanych z konstrukcją złącza barkowego manipulatora. Podobny robot mógłby być używany przez użytkowników domowych jako uproszczona wersja robota ARR (Rysunek 5).

Budowa tych robotów i przeprowadzone na nich eksperymenty pozwoliły na zaprojektowanie nowych, zoptymalizowanych konstrukcji w oprogramowaniu typu CAD.



Rysunek 5. Robot SULRR (*Simple Upper Limb Rehabilitation Robot*), który również został zbudowany w ramach opisywanego projektu

²⁰ A. Gmerek, E. Jezierski, *Robot do rehabilitacji kończyny górnej*, Polska Patent P-394910, 2011

Nowe konstrukcje robotów rehabilitacyjnych powinny charakteryzować się podatnością napędów. Można byłoby to osiągnąć poprzez sterowanie impedancyjne/admitancyjne, jak w omawianym robocie lub poprzez zapewnienie niskiej wartości impedancji mechanicznej urządzenia. Lepszym rozwiązaniem byłoby zapewnienie niskiej wartości impedancji mechanicznej, aniżeli implementacja algorytmu sterowania. Niska impedancja to rozwiązanie tańsze (nie wymaga drogich czujników siły i wyrafinowanych algorytmów sterowania), jak również jest bezpieczniejsze (niska impedancja niezależnie od błędów w programie) i szybsze (manipulator poddaje się natychmiast sile generowanej przez pacjenta). Tego typu rozwiązanie umożliwia również łatwe zadawanie trajektorii robota, za pośrednictwem fizjoterapeuty, który wodziłby kończynę górną, wraz z manipulatorem, po określonej ścieżce ruchu, bez potrzeby stosowania drogich czujników siły.

Aby zapewnić podatność w konstrukcjach z napędami elektrycznymi, które są z natury sztywne, wtedy też należałoby zastosować mechanizmy odciążające masę robota i ramienia w celu obniżenia impedancji mechanicznej manipulatora. Najprościej można byłoby to zrobić poprzez zastosowanie sprężyn odciążających, jak w robocie ARMEOSPRING²¹ lub poprzez zastosowania konstrukcji manipulatora z przeciwwagą. Przeciwwaga wydaje się lepszym rozwiązaniem, ponieważ sprężyny ograniczają przestrzeń roboczą manipulatora, a także ten typ robota jest trudniej rekonfigurować. Dodatkowa masa służąca jako przeciwwaga zwiększyłaby oczywiście inercję manipulatora, jednakże nie ma to znaczenia dla prędkości, z jaką odbywa się typowa rehabilitacja lecznicza.

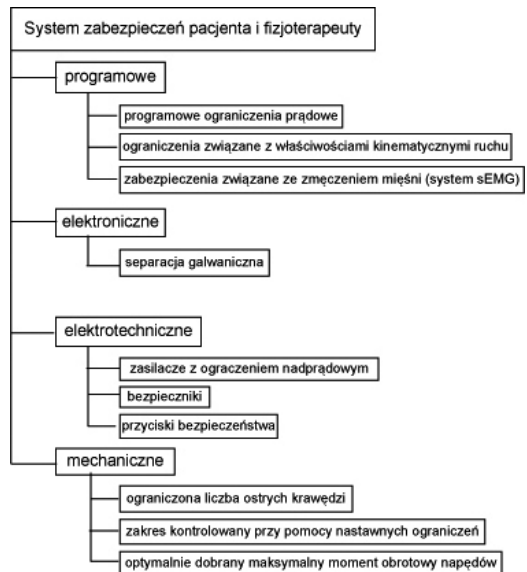
Konstrukcja powinna również zostać bardziej zoptymalizowana pod kątem liczby złączy. Jeżeli założymy, że robot miałby rehabilitować uszkodzenia stawu barkowo-obojęzycznego oraz prostowanie-zginanie przedramienia, wtedy optymalnym rozwiązaniem w celu rehabilitacji większości urazów²², byłoby zastosowanie 4 złączy, z czego trzy musiałyby przypadać na staw barkowo-obojęzyczny, a czwarty na staw łokciowy. Zasadność zastosowania co najmniej trzech stopni swobody w stawie barkowym wynika z tego, że robot potrzebuje co najmniej dwóch stopni swobody w stawie barkowym do osiągnięcia wybranego punktu w przestrzeni na sferze, której średnicę wyznacza ustawienie ramienia w stosunku do przedramienia. Wspomniany trzeci stopień swobody w stawie barkowym może mieć charakter przesuwny lub obrotowy i powinien znajdować się przed wirtualnym punktem ramienia (jak w robocie ARR) lub stanowić część ramienia (jak w robocie SULRR). Jest on konieczny, ponieważ kończyna górną w trakcie przesuwności ulega rotacji, więc bez tego złącza nie mogłaby być umocowana na sztywno do manipulatora (co ma swoje zalety, ale i wady w postaci tego, że nie mogłaby być ściśle kontrolowana trajektoria ruchu). Byłoby również wskazane zastosowanie

²¹ <http://www.hocoma.com/en/products/armeo/armeospring/>, [dostęp: 09.2015]

²² S. Brotzman, E. K. Wilk, *Rehabilitacja Ortopedyczna*, Elsevier, 2007

dotaddkowego stopienia swobody w celu osiagania w sposob bezposredni ruchu odwodzenia-przywodzenia ramienia. Większa ilosc stopni swobody moglyby pozytywnie wplynac na rehabilitacje. Z ich pomoca mozna bylyby wprowadzic dodatkowe funkcje zwiazane np. z rehabilitacja ruchu pronacji-supinacji, ruchami nadgarstka lub umozliwic większa ruchomosc w stawach.

Bardzo wazna kwestia w robotach rehabilitacyjnych stanowi rowniez wlasciwy system zabezpieczen. Robot w zadnym przypadku nie powinien moc zranic pacjenta ani ludzi przebywajacych w ich obrebie. Mozna to czesciowo osiagnac poprzez wspomniana podatnosc zlacz robota. Ale generalnie calosciowy system zabezpieczen powinien obejmowac wszystkie warstwy systemu, zaczynajac od zabezpieczen mechanicznych, poprzez elektrotechniczne, elektroniczne, a konczac na zabezpieczeniach programowych. W robocie ARR wlasnie tego typu zabezpieczenia zostaly zaimplementowane. Szczegolowy schemat zastosowanych zabezpieczen przedstawia Rysunek 6.



Rysunek 6. System zabezpieczeń robota ARR

Przyszłość robotyki rehabilitacyjnej kończyny górnej

Przedstawiony robot rehabilitacyjny jest nadal jednym z nielicznych tego typu robotów na świecie. Robot ARR jest prototypem, posiadającym wady, które uniemożliwiają sprawne wykorzystanie go w ośrodkach terapeutycznych (jest między innymi ciężki, a użyte komponenty nie posiadają odpowiednich atestów medycznych, oprogramowanie użytkownika nie jest jeszcze w pełni gotowe). Można byłoby jednak z powodzeniem wykorzystywać kolejne udoskonalone wersje robota, które posiadałyby cechy pokrótce nakreślone w tym artykule.

Nowe roboty rozwijane są zarówno pod względem konstrukcyjnym, jak i pod kątem aspektów sterowania, a w szczególności rozwijane są algorytmy podatne oraz aplikacje związane z wirtualną i rozszerzoną rzeczywistością²³. Pozytywne sygnały świadczące o tym, iż ludzkość znajduje się obecnie w punkcie, w którym konwencjonalne wyświetlacze zostaną zastąpione przez wirtualne okulary, pły-

²³ E. Jezierski, A. Gmerek, *Impedance controllers for electric-driven robots*, „Journal of Automation, Mobile Robotics & Intelligent Systems (JAMRIS)” 2013, vol. XVII, s. 13–20

na ze Stanów Zjednoczonych, gdzie coraz więcej firm inwestuje duże fundusze w rozwój tej technologii.

Jest jeszcze stosunkowo niewiele prac łączących rehabilitację z biofeedbackiem w formie biopotencjałów. Obserwuje się jednak stałą ich tendencję wzrostową. W przyszłości rozwiną się również w większym stopniu systemy kontroli robotów rehabilitacyjnych zmierzające do łatwiejszej obsługi robota. Niewątpliwie pozytywny wpływ na obsługę robotów rehabilitacyjnych miałyby rozwinięte interfejsy sterowania głosem. Tego typu interfejsy znacznie ułatwiłyby współpracę pacjenta i fizjoterapeuty z maszyną²⁴.

Rozwój robotyki rehabilitacyjnej w tym kierunku spowodowałyby, iż obsługa robota będzie szybsza i bardziej intuicyjna. Technologie te mogłyby wprowadzić również dodatkowe zakresy ochrony pacjenta i osób przebywających w obrębie pracującego robota.

Obecnie znajdujemy się w czasach, kiedy roboty rehabilitacyjne wdrażane są do centrów fizjoterapeutycznych. Z tego powodu warto również w Polsce zwiększyć nakłady finansowe na badania i naukę związaną z robotami rehabilitacyjnymi, gdyż mogłoby to pozwolić polskim firmom na zdobycie części rynku.

Niewątpliwie robotyka rehabilitacyjna niesie ze sobą dużo nadziei. Roboty są w stanie bowiem podnieść jakość rehabilitacji, ułatwić przeprowadzanie terapii oraz obniżyć koszty utrzymania placówki. Warto podkreślać, że do obsługi robotów w najbliższych latach nadal będą potrzebni fizjoterapeuci. Roboty nie zmniejszą drastycznie zapotrzebowania na liczbę personelu w polskich placówkach terapeutycznych. Mogą za to znacząco poprawić jakość fizjoterapii i zmienić charakter pracy fizjoterapeuty z pracy fizycznej na bardziej umysłową (pisanie scenariuszy pracy robota, interpretacja danych)²⁵. W dalekiej przyszłości, gdy roboty staną się w pełni autonomiczne, można spodziewać się wypierania ludzi przez roboty, jak to ma miejsce w niektórych sektorach przemysłowych, jednakże do tego poziomu jest jeszcze daleko.

Podziękowania

Pragnę podziękować pracownikom i studentom Politechniki Łódzkiej, a w szczególności swojemu promotorowi prof. Edwardowi Jezierskiemu, za pomoc w realizacji projektu opisanego w niniejszym artykule²⁶.

²⁴ D. Kamińska, A. Gmerek, *The open-source speech recognition system for robots control*, „Przegląd telekomunikacyjny i wiadomości telekomunikacyjne” 2012, Nr 1

²⁵ E. Mikołajewska, D. Mikołajewski, *Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania*, „Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania” 2013, Nr IV

²⁶ A. Gmerek, *Optymalizacja konstrukcji i sterowanie robota do rehabilitacji kończyny górnej wykorzystującego biologiczne sprzężenie zwrotne*, Politechnika Łódzka, promotor: Edward Jezierski, 2014

Artykuł opisuje badania, które finansowane były częściowo z grantu promotorskiego autora o numerze N N514 469339.

Literatura

- Brotzman S., Wilk E. K., *Rehabilitacja Ortopedyczna*, Elsevier, 2007
- Frumento C., Messier E., Montero V., *History and Future of Rehabilitation Robotics*, Raport Techniczny – Faculty of Worcester Polytechnic Institute, 2010
- Gmerek A., *ARR – robot do rehabilitacji kończyny górnej*, [w:] *Postępy Robotyki*, red. Tchoń K., Zieliński C., z. 182, Warszawa, Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, 2012
- Gmerek A., *Design of the robotic exoskeleton for upper-extremity rehabilitation*, „Pomiary, Automatyka, Robotyka” 2013, vol. XVII, Nr 1
- Gmerek A., *High-level controller for an arm rehabilitation robot – positioning algorithms with respect to EMG data*, 16th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2011
- Gmerek A., *Mechanical and hardware architecture of the semi-exoskeleton arm rehabilitation robot*, „The Archive of Mechanical Engineering” 2013, vol. LX, Nr 4
- Gmerek A., *Optymalizacja konstrukcji i sterowanie robota do rehabilitacji kończyny górnej wykorzystującego biologiczne sprzężenie zwrotne*, Politechnika Łódzka, promotor: Edward Jezierski, 2014
- Gmerek A., *The virtual reality system used for upper extremity rehabilitation*, 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2012
- Gmerek A., Jezierski E., *Admittance control of a 1-DoF robotic arm actuated by BLDC motor*, 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), Międzyzdroje, 2012
- Gmerek A., Jezierski E., *Robot do rehabilitacji kończyny górnej*, Polska Patent P-394910, 2011
- Gmerek A., Jezierski E., *Robot do rehabilitacji kończyn górnych wykorzystujący powierzchniowe sygnały elektromiograficzne*, [w:] *Aktualne problemy automatyki i robotyki*, Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2014
- Hogan N., Krebs H., Charnnarong J., Srikrishna P., Sharon A., *MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training*, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 1992
- Jezierski E., Gmerek A., *Impedance controllers for electric-driven robots*, „Journal of Automation, Mobile Robotics & Intelligent Systems (JAMRIS)” 2013, vol. XVII
- Jezierski E., Gmerek A., *Regulator impedancyjny dla elektrycznego zespołu napędowego robota*, [w:] *Postępy Robotyki*, red. Tchoń K., Zieliński C., Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, 2012
- Kamińska D., Gmerek A., *The open-source speech recognition system for robots control*, „Przegląd Telekomunikacyjny i Wiadomości Telekomunikacyjne” 2012, Nr 1

- Keller U., Riener R., *Design of the Pediatric Arm Rehabilitation Robot*, IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), Brazil, 2014
- Klimasara W., Pilat Z., *Rozwój systemów mechatronicznych wspomagających rehabilitację ruchową człowieka*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 182, *Postępy Robotyki*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2012
- Klimasara W. J., Dunaj J., Stempniak P., Pilat Z., *Zrobotyzowane systemy RENUS-1 oraz RENUS-2 do wspomagania rehabilitacji ruchowej po udarach mózgu*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 175, *Problemy Robotyki*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2010
- Lin C.-H., Lien W.-M., Wang W.-W., Chen S.-H., Lo C.-H., L. S.-Y., Fu L.-C., *NTUH-II Robot Arm with Dynamic Torque Gain Adjustment Method for Frozen Shoulder Rehabilitation*, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), Chicago, 2014
- Michnik A., Bachorz M., Brandt J., Paszcenda Z., Michnik R., Jurkoć J., Rycerski W., Janota J., *Prototypy robotów rehabilitacyjnych opracowane przez ITAM Zabrze*, [w:] „Prace Naukowe Elektronika”, z. 182, *Postępy Robotyki*, 2012
- Mikołajewska E., Mikołajewski D., *Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania*, „Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania” 2013, Nr IV
- Nef T., Riener R., *ARMin – Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot*, IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, 2005

Strony internetowe

Armeo, www.hocoma.com, [dostęp: 09.2015]

Egzotech, <http://www.egzotech.com/>, [dostęp: 09.2015]