

Prof. dr hab. n. med. inż. Małgorzata Syczewska

Warszawa, 09.08.2021

Instytut "Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka"

Al. Dzieci Polskich 20, 04-730 Warszawa

Recenzja

Rozprawy doktorskiej mgr inż. Dymitra Osińskiego na stopień doktora w dyscyplinie Inżynieria Mechaniczna, przewód doktorski otwarty na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej

Pod tytułem „Badanie parametrów ruchu złożonego kończyny dolnej w celu rozbudowy robota ortotycznego o moduł skrętu”

Promotor: dr hab. inż. Danuta Jasińska-Choromańska, prof. Wydziału Mechatroniki PW

W ostatnich latach obserwuje się bardzo dynamiczny rozwój zaawansowanych rozwiązań i systemów technicznych wspomagających działalność człowieka w różnych dziedzinach codziennej działalności. Jednym z segmentów tej dziedziny techniki są egzoszkielety, których konstrukcja, napęd, sterowanie i działanie zależą od założonego celu jaki powinny spełniać. Egzoszkielety wykorzystywane w przemyśle czy wojsku powinny zwiększać siłę i wydolność stosujących je ludzi, czy też ułatwiać pokonywanie przeszkód terenowych. W przypadku pacjentów u których doszło w wyniku choroby lub urazu do częściowej lub całkowitej utraty funkcji – zastępować ją. W przypadku egzoszkieleatów medycznych najczęściej mają wspomagać funkcję lokomotywną pacjentów, pozwalając im na samodzielne przemieszczanie się w pozycji pionowej – chód, korzystanie ze schodów, wstawanie czy siadanie. Dzięki temu pacjent odzyskuje poczucie sprawczości, przynajmniej częściową samodzielność, a także ma szansę na zapobieganie niekorzystnym zmianom spowodowanym pozycją siedzącą: zmniejszenie osteoporozy, poprawa siły mięśniowej, poprawa wentylacji układu oddechowego, poprawa wydolności układu sercowo-naczyniowego. Możliwość choćby ograniczonej, ale jednak w miarę samodzielnej lokomocji wpływa również korzystnie na stan psychiczny pacjenta, zmniejszając ryzyko depresji i poprawiając jego stan psychiczny. Pozwala również odciążyć w pewnym stopniu otoczenie pacjenta.

Powyższe rozważania wskazują na ważkość oraz aktualność tematu podjętego w swojej rozprawie doktorskiej przez mgr inż. Dymitra Osińskiego. Celem jaki doktorant sobie postawił było opracowanie metodyki badań ruchu złożonego kończyny dolnej, przede wszystkim podczas wykonywania manewru skręcania, którego promień skrętu jest niewielki. Docelowo rozwiązanie zaproponowane w rozprawie doktorskiej ma służyć rozwinięciu Systemu Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” opracowanego w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych Instytutu Mikromechaniki i Fotoniki Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej poprzez wyposażenie go w dodatkowy moduł skrętu.

Rozprawa ma formę monografii, wydrukowanej i oprawionej w miękką okładkę, Liczy łącznie 171 stron, 25 tabel i 87 rycin. Pod koniec rozprawy znajduje się spis załączników dołączonych do rozprawy w postaci cyfrowej na płyci CD, podany jest także przez doktoranta adres linku oraz kod QR poprzez które można dotrzeć do załączników. Jest ich 5, dwa z nich do przeglądu konstrukcji aktywnych egzoszkieleatów obejmujących kończyny dolne oraz koncepcji kinematyki ortez biodrowych, trzy pozostałe to wyniki prac prowadzonych przez doktoranta podczas przygotowywania rozprawy: obliczenia kątowej i linowej niepewności pomiarowej ortozy, pomiarów ruchu skrętu o niewielkim promieniu oraz symulacji ruchu skrętu o niewielkim promieniu.



Rozprawa składa się z 10 rozdziałów: *Wprowadzenie, Stan wiedzy i techniki, Metodyka badań, Parametryczny model symulacyjny ciała człowieka, Orteza do pomiaru ruchu kończyn dolnych człowieka, Badanie ruchu, Podsumowanie, Wykaz wykorzystanych źródeł, Wykaz załączników i wnioski* oraz *Dorobek Naukowy*. Siedem głównych rozdziałów zostało podzielonych na podrozdziały. Rozprawa zawiera również streszczenia w języku polskim i angielskim. W rozprawie doktorant wykorzystał 150 źródeł: pozycji literatury (80), patentów i innych adekwatnie dobranych do celu i tematyki pracy.

W pierwszym rozdziale (*Wprowadzenie*) doktorant zajął się opisem historii rozwoju egzoszkieletów aż do dnia dzisiejszego, uwzględniając przede wszystkim te, które służą wspomaganie pacjentów.. Drugą część rozdziału zajmuje opis podstawowej terminologii i konwencji stosowanej w opisie biomechaniki i ruchu kończyn dolnych wraz z obręczą biodrową, a także symbole i sposób przygotowania schematów zastosowane przez doktoranta w rozprawie do opisu kinematyki zarówno użytkownika egzoszkieletu jak i samego egzoszkieletu. Ostatnim podrozdziałem *Wprowadzenia* sformułowanie celu pracy.

Kolejny rozdział (*Stan wiedzy i techniki*) zawiera skrótowy przegląd konstrukcji egzoszkieletów, gdyż ich szczegółowe opisy zawarte są w elektronicznym załączniku. Kilka konstrukcji, umożliwiających skręcanie, zostało przez doktoranta omówionych bardziej szczegółowo, przy podkreśleniu szcążkowej dostępności informacji na temat zastosowanych przez ich twórców rozwiązań technicznych.

Trzeci rozdział (*Metodyka badań*) omawia szczegółowo przyjętą przez doktoranta metodykę rozprawy: zaprojektowanie i wykonanie ortezy pomiarowej służącej do pomiaru kątów orientacji kości udowej względem kości biodrowej podczas złożonych ruchów kończyny dolnej podczas lokomocji. Urządzenie ma służyć przede wszystkim pomiarowi tych kątów podczas skręcania (zmiany kierunku ruchu) o małym promieniu. Doktorant zaproponował parametryczny model ciała człowieka, uwzględniający zarówno samo ciało użytkownika ortezy jak i samą ortezę, do którego będą wprowadzane dane pochodzące z pomiarów wykonanych przez ortezę, w celu obliczenia m.in. momentów sił w przegubach ortezy, a także mocy napędów. Doktorant przeprowadził w tym rozdziale porównanie zaproponowanego przez siebie rozwiązania z innymi, aktualnie stosowanymi przez innych badaczy, wskazując na mocne i słabe strony swojej propozycji.

Rozdział czwarty (*Parametryczny model symulacyjny ciała człowieka*) omawia zaproponowany przez doktoranta model ciała człowieka, uzupełniony o elementy ortezy pomiarowej.

Rozdział piąty (*Orteza do pomiaru ruchu kończyn dolnych człowieka*) jest najobszerniejszym rozdziałem w całej rozprawie doktorskiej. Kilka pierwszych podrozdziałów zawiera opis koncepcji ortezy, przyjęte przez doktoranta założenia, a także opis kryteriów wyboru konkretnego rozwiązania kinematyki ortezy. Doktorant zastosował punktową ocenę szeregu kryteriów (pokrywanie osi przegubu ze stawem człowieka, położenie przegubów, kompaktowość i skomplikowanie tj. liczba stopni swobody) a wybór konkretnego rozwiązania oparł na sumie punktów oceny poszczególnych kryteriów. Kolejne podrozdziały zawierają opisy i kryteria wyboru poszczególnych rozwiązań technicznych i konstrukcyjnych ortezy, przetworników, zasilania, etc. Zawierają one liczne ryciny pokazujące dość szczegółowo zastosowane przez doktoranta rozwiązania techniczne. W jednym z podrozdziałów znajduje się również algorytm obliczeniowy. Kolejny podrozdział to matematyczny opis ruchu w podziale na opis ruchu odcina udowego, opis ruchu ortezy, oraz sposób obliczenia położenia kończyny dolnej (jej orientacji) na podstawie pomiarów wykonanych przez ortezę. Istotną częścią tego rozdziału jest opis niepewności pomiarowej ortezy i omówienie całego szeregu błędów i ich wielkości liniowych i kątowych jakie się na nią składają.

Rozdział szósty (*Badanie ruchu*) zawiera wyniki badań eksperymentalnych przeprowadzonych na ośmiu ochotnikach (zdrowi mężczyźni w wieku od 25 do 55 lat) wykonujących ruchy skrętu o małym

M. W. U.

promieniu korzystających z ortozy pomiarowej. Wszyscy badani wykonywali ten ruch jednakową techniką, wyłonioną podczas badań wstępnych i uznaną za najbezpieczniejszą również dla pacjentów, gdyż nie wymaga ona ruchów poślizgu stóp po podłożu. Otrzymane dane pomiarowe zostały wprowadzone do parametrycznego modelu ciała człowieka, w celu obliczenia momentów sił w przegubach, a także mocy. Ostatni podrozdział omawia wnioski z przeprowadzonych przez doktoranta prac eksperymentalnych i modelowych, oraz wynikające z nich wytyczne jakie można wykorzystać do zaprojektowania modułu skrętnego do robota ortotycznego np. do „Veni-Prometeusza”.

Podczas lektury rozprawy doktorskiej mgr inż. Dymitra Osińskiego nasunęło mi się kilka uwag, które prezentuję poniżej. Są one uporządkowane wg ważności, a nie wg pojawiania się w rozprawie doktorskiej.

W swojej rozprawie mgr inż. Dymitr Osiński poświęcił wiele uwagi szacowaniu niepewności pomiarowej ortozy i różnym źródłom błędów. Na stronach 90, 91 a także 126 doktorant słusznie zwrócił uwagę, że duża niepewność pomiarowa ortozy wynika przede wszystkim z problemu zgrania osi obrotu przegubów ortozy z osiami obrotu stawów korzystającego z niej człowieka, a także z problemów mocowania ortozy do segmentów ciała użytkownika, które może nie zapewniać stałego położenia ortozy w czasie korzystania z niej. Na podstawie uzyskanych danych z badań eksperymentalnych w których brali udział ochotnicy być może udałoby się obliczyć powtarzalność pomiarów przy kolejnych mocowaniach ortozy i przejściach w celu oszacowania dodatkowo czynnika związanego z samym mocowaniem i wykonywaniem zadania. W przyszłości wydaje się również celowe przeprowadzenia badań pokazujących w jaki sposób różnego rodzaju materiały z jakich wykonywane są ubrania wpływają na stabilność mocowania ortozy do ciała. Założeniem docelowym jest możliwość korzystania z codziennych ubrań przez pacjenta podczas używania robota, jednak ustalenie jakie rodzaje materiałów są najmniej zawodne byłaby pożądana. Analiza celowości i miejsca redukcji błędów urządzenia (strona 120) w przypadku gdy błędy wynikające z faktu współpracy ortozy z człowiekiem są wielokrotnie większe wydaje się trochę „sztuką dla sztuki”.

Doktorant w swojej rozprawie wielokrotnie zwrócił uwagę na problemy ze skonstruowaniem parametrycznego modelu ciała człowieka w taki sposób by był on możliwie uniwersalny. W rezultacie model zastosowany przez niego odpowiada dorosłemu mężczyźnie rasy białej o prawidłowej i proporcjonalnej budowie ciała. Jest to duże ograniczenie prowadzonych prac symulacyjnych, gdyż wielu pacjentów z porażeniami czy niedowładami ma zaniki mięśniowe, na skutek spastyczności mogą pojawiać się deformacje kostne zmieniające zarówno rozkład masy ciała pomiędzy poszczególnymi segmentami jak i parametry bezwładnościowe. Nie jest to zarzut dla doktoranta, gdyż w literaturze nie ma danych uniwersalnych, a większość prac eksperymentalnych prowadzonych w celu uzyskania danych to takich modeli była projektami wojskowymi lub związanymi z misjami kosmicznymi, a zatem dotyczyło młodych, zdrowych mężczyzn. Proporcje ciała kobiet znacznie różnią się od tych jakimi cechują się mężczyźni, natomiast w procesie ontogenetycznym proporcje ciała dzieci zmieniają się wraz z wiekiem, zmienia się także gęstość tkanek ciała, a zatem rozkład mas. Być może w przyszłych pracach nad zwiększeniem uniwersalności modelu przydadzą się prace z początku lat siedemdziesiątych ubiegłego wieku: R.Contini Body segment parameters, part II. Artificial limbs 1972; 16: 1-19 oraz R.Drillis, R.Contini, M.Bluestein Body segments parameters. A survey of measurement techniques. Technical report 1584.03. New York University of Engineering and Science. June 1970 w których dokładnie opisano proporcje ciała mężczyzn, ale również kobiet.

Na stronie 136 doktorant stwierdził, że otrzymane podczas pomiarów eksperymentalnych z ochotnikami nie można było uśrednić danych z poszczególnych przebiegów ze względu na różnice związane z dużą zmiennością czasu trwania i amplitudami, a ruchy nie były równie powtarzalne jak cykl chodu. W przypadku wielu pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi cykle chodu wcale nie są

bardzo powtarzalne i klasyczne uśrednianie przebiegów daje bardzo duże rozrzuty. W klinicznej analizie chodu stosuje się wtedy segmentację przebiegów na odcinki pomiędzy chwilami czasowymi o wartościach minimalnych czy maksymalnych, normalizację czasową tych odcinków i dopiero wtedy uśrednianie. Myślę, że tę metodę można również zastosować w przypadku ortezy pomiarowej.

Na stronie 55 znajduje się informacja o wyborze częstości próbkowania danych o orientacji na poziome 5 Hz. Brakuje mi informacji o kryterium wyboru tej, dość niskiej, częstotliwości. Mimo że orteza jest przeznaczona dla pacjentów ze znacznymi ograniczeniami ruchowymi (częściowo lub całkowicie niedowładnych) częstotliwość 5 Hz może nie pozwolić na uzyskanie dokładnych informacji o trajektoriach ruchu kończyn dolnych, nagłych zmianach ruchu przez pacjenta, etc. W wielu systemach pomiarowych stosowanych w warunkach klinicznych (a zatem u pacjentów) najmniejsza stosowana częstotliwość akwizycji to 20 Hz. Wykorzystanie czterokrotnie niższej częstotliwości wymaga zatem uzasadnienia.

Na podstawie opisanych przez doktoranta kryteriów (podrozdział 5.2) wybrał on koncepcję kinematyki ortezy pomiarowej. Maksymalna liczba punktów jakie mogło zdobyć najlepsze rozwiązanie to 36, doktorant wybrał takie które otrzymało 30 punktów. Brakuje uzasadnienia dlaczego właśnie to rozwiązanie zostało wybrane spośród tych o podobnej lub wyższej liczbie punktów. Przydałaby się tabela pokazująca różne warianty kinematyki wraz z sumą punktów.

Waga ortezy pomiarowej to 6 kg (str. 61). Jak rozumiem jest ona stała i nie zmienia się, nawet jeśli jest dostosowywana do różnych rozmiarów ciała osób z niej korzystających. Pacjent (badany) ma ją przymocowaną na plecach. Jej wpływ na wydolność osób o różnym ciężarze ciała będzie różny, Wydaje się zasadne przedyskutowanie tego aspektu, gdyż zwłaszcza u pacjentów z niedowładami lub porażeniami całkowitymi znacznie obniżona jest siła mięśniowa, a także wydolność układu krążeniowo-sercowego i oddechowego.

W podrozdziale 2.2 doktorant podsumowuje cechy konstrukcji różnych analizowanych przez niego egzoszkieleatów. Podsumowanie to jest dość skrótowe i ogólne, brakuje jakiegoś omówienia prezentującego statystycznie stosowane rozwiązania: np. ile z analizowanych rozwiązań to konstrukcje bierne, a ile czynnych, w czynnych ile ma napędy jednego stawu, ile więcej, rodzaje stosowanych napędów, stopnie swobody, etc.

Na stronie 40 doktorant jako największe ograniczenia systemów akustycznych wymienił czułość na echo i problemy z zakłóceniami. Istotnymi ograniczeniami są również problemy z dokładnością ich mocowania na ciele pacjenta, a także problemy z kalibracją.

Doktorant nie ustrzegł się w swojej rozprawie pewnych niezręczności terminologicznych, takich jak terminy potoczne (np. noga zamiast kończyna dolna str. 24, 26, 30, 37, dłoń zamiast ręką na str. 44, przegięcie zamiast przeprost na str. 16), a także nie stosuje jednolitego formatu cytowanej literatury.

Powyższe nieliczne uwagi, poczynione z obowiązku recenzenta, w żaden sposób nie obniżają wartości naukowej rozprawy doktorskiej mgr inż. Dymitra Osińskiego. Rozprawa przedstawiona mi do recenzji spełnia wymagania stawiane rozprawom na stopień doktora w dyscyplinie Inżynieria Mechaniczna zgodnie z Ustawą o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach naukowych i tytule naukowym w zakresie sztuki z dnia 14 marca 2003, z późniejszymi zmianami, w związku z tym przedkładam Radzie Naukowej Dyscypliny Inżynieria Mechaniczna Politechniki Warszawskiej wniosek o dopuszczenie mgr inż. Dymitra Osińskiego do dalszych etapów przewodu doktorskiego.

Matgorzata Kulewicz