

## **Badania symulacyjne mechanizmu wspomagania rehabilitacji kończyn górnych MWR**

**Bogusz Lewandowski, Sławomir Wudarczyk,  
Przemysław Sperzyński, Jacek Bałchanowski**

*Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny,  
ul. Łukasiewicza 7/9, 50-371 Wrocław, Polska, e-mail: Bogusz.lewandowski@pwr.edu.pl*

**Streszczenie:** *Przedmiotem pracy są badania symulacyjne mechanizmu wspomagania rehabilitacji kończyn górnych MWR. W artykule przedstawiono przegląd istniejących rozwiązań urządzeń wspomagających rehabilitację oraz wskazano zasadność podjęcia tematu badawczego. Ponadto wykonano analizę dynamiczną w celu określenia sił oddziaływania w parach kinematycznych oraz momentów czynnych w napędach.*

**Słowa kluczowe:** *kończyna górna, mechatronika, rehabilitacja*

## **Simulation research of the upper limb rehabilitation device MWR**

**Abstract:** *The subject of this work are simulation research of the MWR mechanism. In the paper, the problems of devices supporting rehabilitation of an upper limb were addressed. Literature review and a description of selected devices together with an indication of their advantages and disadvantages were conducted. The proposed device has a modular structure, which is an alternative to conventional solutions of rehabilitation devices. Dynamic analysis determining active torques and loads in selected kinematic joints were carried out.*

**Keywords:** *upper limb, mechatronics, rehabilitation*

### **1. Wstęp**

W ostatnich latach, wśród społeczeństwa zaobserwować można wzrost liczby i różnorodności aktywności fizycznych. Konsekwencją tego jest znaczące zwiększenie liczby kontuzji kończyn, które są trudne do uniknięcia nawet w przypadku podejmowania jedynie rekreacyjnej aktywności fizycznej. W związku z tym zwiększyło się zapotrzebowanie na efektywniejsze, szybsze metody leczenia i rehabilitacji.

Rehabilitacja jest bardzo ważną częścią procesu powrotu do zdrowia pacjenta. Składa się na nią zespół działań mających na celu poprawę jakości życia osoby rehabilitowanej. Przeznaczona jest ona dla osób, które utraciły pewne funkcje motoryczne w wyniku chorób, urazów lub wad wrodzonych. Zagadnienie wspomagania procesu rehabilitacji jest złożone ze względu na jego indywidualny charakter. Szybki powrót do sprawności jest priorytetem w większości dziedzin

i zawodów. Z tego powodu istotne jest wspomaganie procesu rehabilitacji, której zadaniem jest możliwie najszybsze przywrócenie utraconych funkcji motorycznych pacjenta.

Wraz z rozwojem różnego rodzaju terapii polegających na manipulowaniu niedowładną kończyną, rozwijały się techniki wspomagania wykonywanych ruchów. Stosowane były różnego rodzaju mechanizmy ze sprężynami, przeciwwagami wspomagające wymuszanie ruchu. Następnie układy te zastąpiono rozwiązaniami ze wspomaganie napędami elektrycznymi. Musiały być one odpowiednio sterowane przy wykorzystaniu układów sensorycznych. W taki sposób powstawały systemy, które można nazwać mechatronicznymi.

We wczesnych latach 90 XX wieku, w Massachusetts Institute of Technology (MIT) opracowano mechatroniczne ramię MIT-MANUS [1]. Układ ten stał się skutecznym systemem wspomagającym rehabilitację kończyny górnej [2]. MIT-MANUS nie pozwalał jednak na rehabilitację ruchów w pełnym zakresie dla stawu nadgarstkowego i ramennego ponadto nie umożliwiał rehabilitacji ruchu palców.

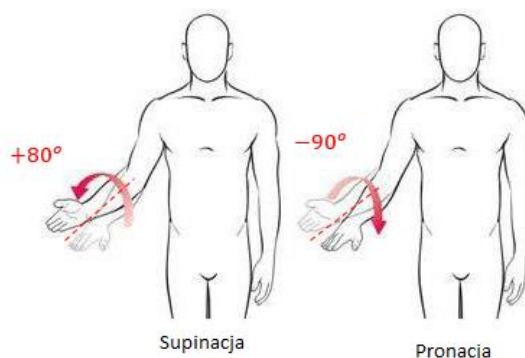
W wyniku badań nad zwiększeniem efektywności rehabilitacji, korzystając z doświadczeń pionierskiej pracy MIT opracowany został układ Bi-Manu-Track [1-4]. Urządzenie posiadało dwa stopnie swobody i pozwalało rehabilitować dwie kończyny równocześnie.

Urządzeniami, które wyróżniają się tym że, osie obrotu członów są zgodne z osiami obrotu ludzkich kończyn są egzozszkielety. Przykładem takiego urządzenia rehabilitacyjnego jest mechanizm Armin [5]. System ten został zaprojektowany ze szczególnym uwzględnieniem wysokiej powtarzalności ćwiczeń. Innym przykładem są egzozszkielety napędzane siłownikami pneumatycznymi [6, 7]. Jednym z nich jest WREX, który powstał on w celu wspomaganie ruchu kończyn górnych u dzieci, u których występuje osłabienie funkcji motorycznych. Niestety ze względu na złożoność budowy, a w konsekwencji wysokie koszty, systemy o strukturze egzozszkieletu nie znajdują szerokiego zastosowania w klinikach rehabilitacyjnych.

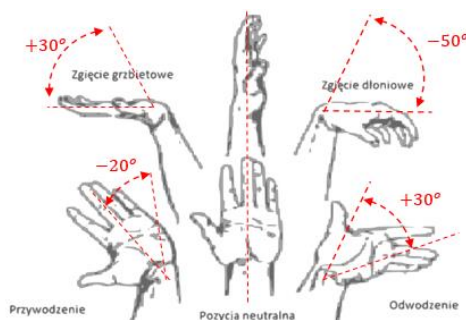
Bardzo ważne podczas projektowania urządzenia wspomagającego proces rehabilitacji, jest znalezienie kompromisu pomiędzy pożądanymi ćwiczeniami oraz funkcjami, a złożonością systemu. Celem pracy było opracowanie takiego mechanizmu, który zachowując funkcjonalność wspomaganie ruchu w pełnym zakresie dla wybranych stawów kończyny górnej, cechuje się niższym kosztem wykonania. Dzięki temu jest w stanie zyskać szersze zastosowanie w centrach rehabilitacyjnych.

## 2. Opracowanie założeń i koncepcji systemu

Mechatroniczne systemy wspomagające proces rehabilitacji pozwalają na wyeliminowanie niektórych ograniczeń związanych z terapią manualną, poprawiają komfort i powtarzalność ćwiczeń oraz pozwalają na rejestrowanie wyników. Dzięki temu możliwa jest ocena skuteczności danych terapii oraz przedstawienie pacjentowi jego postępów. Konieczne jest zatem uzyskanie informacji o zakresach pomiarowych oraz wymaganiach dla układu sensorycznego m.in.: komunikacji z urządzeniem i przetwarzaniu danych (prędkość transmisji, rozdzielczość, itp.).



Rys. 2.1. Ruchy pronacji oraz supinacji przedramienia z zaznaczonymi zakresami ruchu [8]



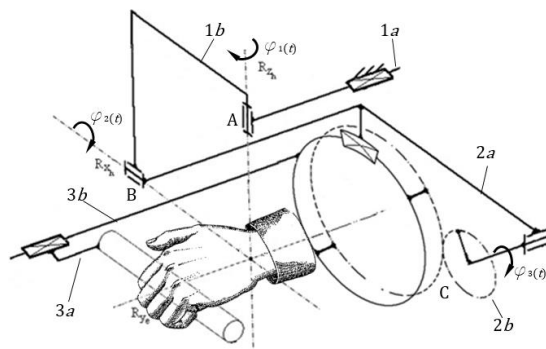
Rys. 2.2. Ruchy zgięcia dłoniowego, grzbietowego oraz przywodzenia, odwodzenia ręki [8]

Główną funkcją proponowanego mechatronicznego systemu jest wspomaganie rehabilitacji i zapewnienie możliwości ruchu w pełnym zakresie dla określonych stawów kończyny górnej.

Jednym z najważniejszych celów rehabilitacji jest podniesienie komfortu życia osoby rehabilitowanej. Największy wpływ na ten komfort mają czynności związane z życiem codziennym, takie jak samodzielne przygotowywanie posiłków, jedzenie, otwieranie drzwi itp. Przywrócenie tych funkcji za pomocą proponowanego systemu będzie można osiągnąć angażując trzy główne ruchy: pronację/supinację przedramienia (rys. 2.1), zgięcie dłoniowe i grzbietowe ręki oraz przywodzenie i odwodzenie ręki (rys. 2.2). Proponowany mechatroniczny system zapewniać musi możliwość wykonywania tych ruchów w całym zakresie dla zdrowej kończyny.

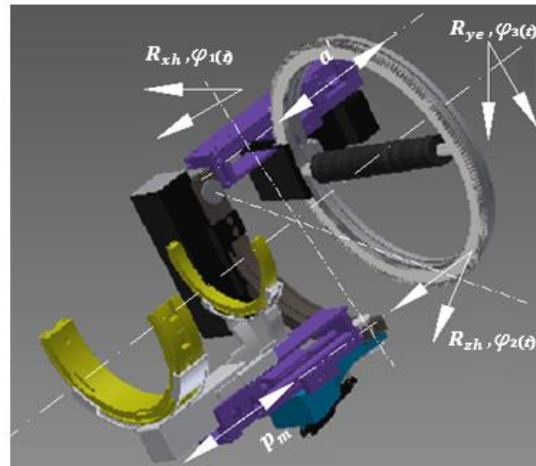
### 3. Opracowana koncepcja urządzenia MWR

Bazując na analizie zakresu ruchu, struktury kończyny górnej oraz wymagań stawianych tego typu systemom oraz na wynikach badań nad takimi układami przeprowadzonymi w Katedrze Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów [8,10], gdzie opracowano urządzenie MWR do wspomaganie rehabilitacji wybranych stawów kończyny górnej (rys. 3.1, 3.2).



Rys. 3.1. Schemat kinematyczny urządzenia wspomaganie rehabilitacji MWR

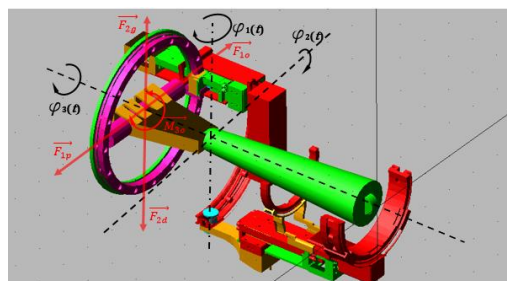
Mechanizm sterowany jest trzema napędami  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  oraz  $\varphi_3$  po jednym na każdą oś ruchu. Jego główną zaletą jest możliwość wspomaganie rehabilitacji pełnego zakresu ruchu ludzkiej kończyny górnej dla pronacji/supinacji przedramienia (oś  $R_{ye} - \varphi_x$ ), zgięcia dłoniowego i grzbietowego ręki (oś  $R_{zh} - \varphi_x$ ) oraz przywodzenia i odwodzenia ręki (oś  $R_{xh} - \varphi_x$ ). Zamysłem takiego rozwiązania jest zapewnienie jednakowego standardu ćwiczeń każdej osobie przy niskiej cenie samego urządzenia [9].



Rys. 3.2. Model bryłowy mechanizmu wspomagającego rehabilitację MWR [9]

## 4. Badania mechanizmu MWR

Następnym etapem pracy były badania symulacyjne opracowanego mechanizmu MWR. Celem badań było określenie podstawowych parametrów kinematycznych i dynamicznych (sił i momentów oddziaływania w parach kinematycznych, momentów czynnych w napędach). Do tego celu wykorzystano system MSC Adams, w którym zbudowano model obliczeniowy układu z modelem ręki pacjenta (rys. 4.1) i wykonano symulacje dynamiczne. Podczas badań przeprowadzono również analizy dotyczące możliwości występowania kolizji pomiędzy członami podczas ruchu.



Rys. 4.1. Model przestrzenny urządzenia do wspomaganie rehabilitacji MWR

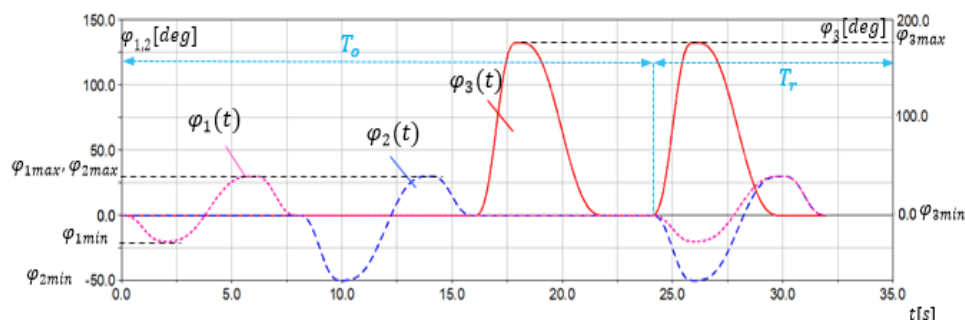
### 4.1. Plan badań symulacyjnych

Badania symulacyjne mechanizmu wspomaganie rehabilitacji MWR polegały na wymuszeniu ruchu w pełnym zakresie ruchów symulując ćwiczenia rehabilitacyjne we wszystkich trzech osiach  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  i  $\varphi_3$ .

Symulację podzielono na cztery części:

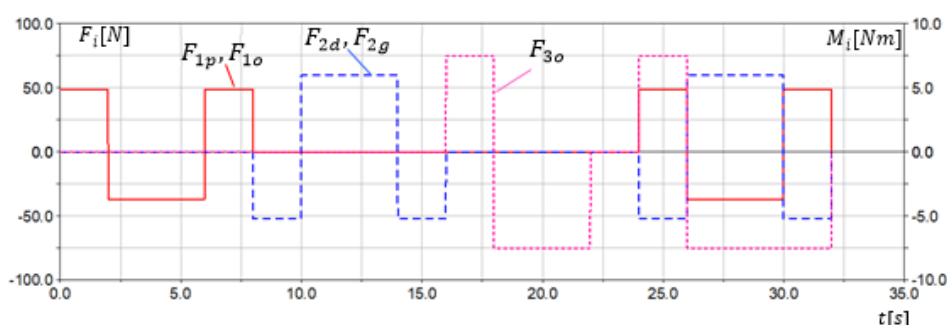
- część pierwsza składająca się z ruchu  $\varphi_1$  przywodzenia ręki od położenia neutralnego  $\varphi_1 = 0^\circ$  do maksymalnego zakresu  $\varphi_{1min} = -20^\circ$  dla  $0 < t \leq 2s$ , następnie ruchu odwodzenia ręki do maksymalnego  $\varphi_{1max} = 30^\circ$  dla  $2s < t \leq 6s$  oraz powrotu do położenia neutralnego  $\varphi_1 = 0^\circ$  dla  $6s < t \leq 8s$  (rys. 4.2), gdzie  $t$  oznacza czas symulacji,

- część druga składająca się z ruchu  $\varphi_2$  zgięcia dłoniowego ręki od położenia neutralnego  $\varphi_2 = 0^\circ$  do maksymalnego zakresu  $\varphi_{2min} = -30^\circ$  dla  $8s < t \leq 10s$ , następnie ruchu zgięcia grzbietowego ręki do maksymalnego zakresu  $\varphi_{2max} = 50^\circ$  dla  $10s < t \leq 14s$  oraz powrotu do położenia neutralnego  $\varphi_2 = 0^\circ$  dla  $14s < t \leq 16s$  (rys. 4.2),
- część trzecia składająca się z ruchu  $\varphi_3$  pronacji przedramienia do maksymalnego zakresu  $\varphi_{3max} = 170^\circ$  dla  $16s < t \leq 18s$ , następnie ruchu supinacji przedramienia, będącym jednocześnie powrotem do położenia początkowego  $\varphi_{3min} = 0^\circ$  dla  $18s < t \leq 24s$  (rys. 4.2),
- część czwarta składająca się ze złożenia ruchów  $\varphi_1, \varphi_2$  oraz  $\varphi_3$  jednocześnie dla  $24s < t \leq 32s$  (rys. 4.2).



Rys. 4.2. Przebiegi wymuszeń kinematycznych dla badań symulacyjnych:  $\varphi_1(t)$  – przywodzenie, odwodzenie ręki,  $\varphi_2(t)$  – zgięcie dłoniowe, grzbietowe ręki,  $\varphi_3(t)$  – pronacja, supinacja przedramienia,  $T_o$  – czas pojedynczych ruchów,  $T_r$  – czas ruchu złożonego

W warunkach rzeczywistych na uchwycie mechanizmu pojawia się obciążenie wynikające z interakcji z pacjentem. Obciążenie uchwytu urządzenia przyjęto na podstawie analizy rozkładu sił kończyny górnej w pozycji siedzącej, dla najbardziej niekorzystnego przypadku (gdy osoba nie ma przymocowanego na stałe przedramienia i działa siłą ( $F_i$ ) / momentem ( $M_i$ ) na rękojęść (rys. 4.3). Poszczególne siły i moment obciążające uchwyt zostawały aktywowane lub deaktywowane w zależności od symulowanego ruchu w sposób najbardziej niekorzystny, tzn. utrudniający ruch. Punkt przyłożenia sił przyjęto na środku uchwytu, kierunki i zwroty sił przyjęto zgodnie z rysunkiem (rys. 4.1).

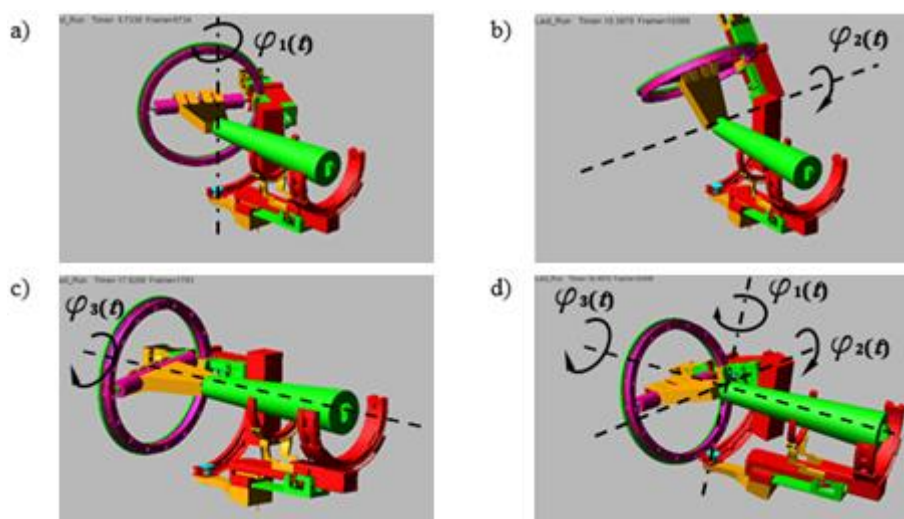


Rys. 4.3. Przebiegi obciążenia uchwytu dla badań symulacyjnych:  $F_{1p}, F_{1o}$  – przywodzenie, odwodzenie ręki,  $F_{2d}, F_{2g}$  – zgięcie dłoniowe, grzbietowe ręki,  $M_{3o}$  – pronacja, supinacja przedramienia

## 4.2. Badania symulacyjne

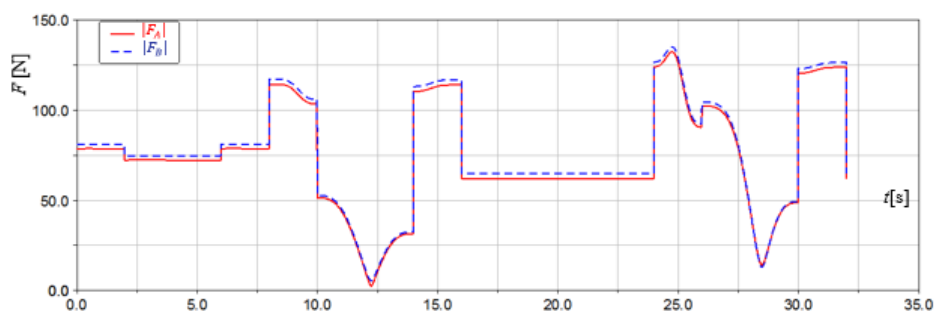
Następnym etapem pracy było przeprowadzenie badań symulacyjnych mechanizmu MWR (rys. 4.4) zgodnie z opracowanym planem badań symulacyjnych oraz przyjętymi wymuszeniami  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$ ,  $\varphi_3$  (rys. 4.1) oraz obciążeniami (rys.4.3).

W toku badań symulacyjnych określono maksymalne momenty czynne oraz obciążenia par kinematycznych podczas pracy w mechanizmie MWR.



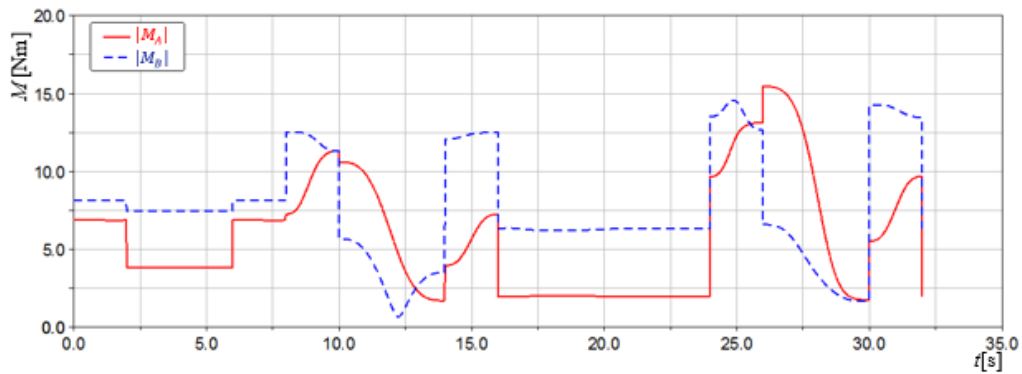
Rys. 4.4. Widok modelu urządzenia MWR podczas symulacji: a) maksymalnego odwodzenia ręki  $\varphi_{1max} = 30^\circ$ , b) maksymalnego zgięcia grzbietowego  $\varphi_{2max} = 50^\circ$ , c) maksymalnej pronacji przedramienia  $\varphi_{3max} = 170^\circ$ , d) złożenia wszystkich ruchów

Wyniki przeprowadzonych symulacji przedstawiono na rys 4.5 i rys. 4.6. Największe obciążenie w parze A jak i B pojawia się podczas złożonego ruchu we wszystkich osiach dla  $t = 24,4$  s i wynosi  $F_A = 132,52$  N oraz  $F_B = 135,34$  N (rys. 4.5).



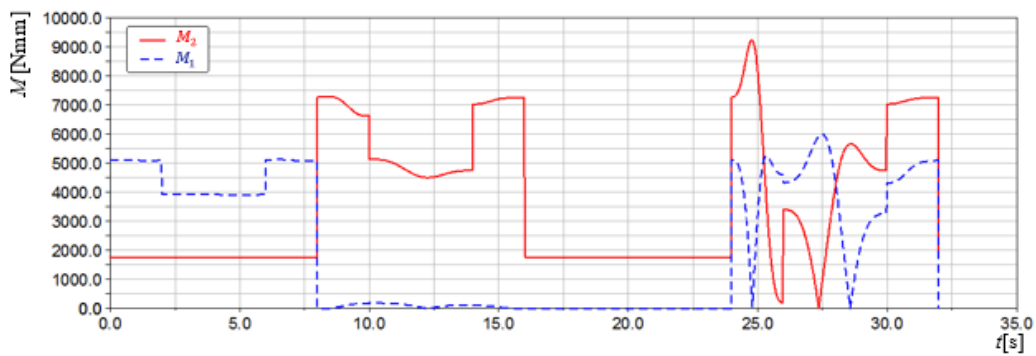
Rys. 4.5. Przebiegi wypadkowych sił oddziaływania  $F_A$ ,  $F_B$  w parach kinematycznych A, B podczas symulacji ruchu mechanizmu MWR

Maksymalne wartości momentów w parach A i B wynoszą odpowiednio:  $M_A = 15,48$  Nm dla  $t = 24,4$  s oraz  $M_B = 14,60$  Nm dla  $t = 26,1$  s. Podobnie jak w przypadku sił, największe momenty oddziaływania pojawiają się podczas ruchu złożonego (rys. 4.6).

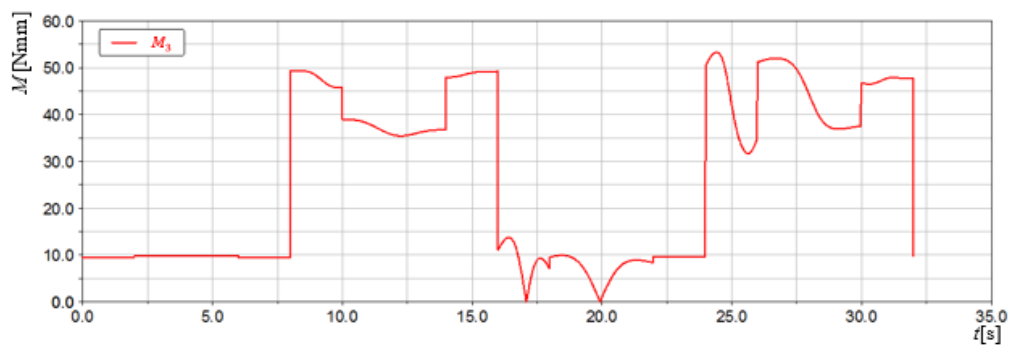


Rys. 4.6. Przebiegi wypadkowych momentów oddziaływania  $M_A$ ,  $M_B$  w parach kinematycznych A, B podczas symulacji ruchu mechanizmu MWR

Przebiegi momentów czynnych napędów realizujących wymuszenia  $\varphi_1(t)$ ,  $\varphi_2(t)$ ,  $\varphi_3(t)$  przedstawiono na rys. 4.7 oraz rys. 4.8. Wartości te niezbędne są do doboru modułów napędowych. Maksymalne wartości momentów czynnych  $M_1 = 6,00$  Nm oraz  $M_2 = 9,23$  Nm pojawiają się podczas ruchu złożonego. Moment  $M_3$  jest znacznie mniejszy (rys. 4.8) i wynosi  $M_3 = 0,53$  Nm.



Rys. 4.7. Przebiegi momentów czynnych  $M_1(t)$ ,  $M_2(t)$  w napędach  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  podczas symulacji



Rys. 4.8. Przebieg momentu czynnego  $M_3(t)$  napędu  $\varphi_3$  podczas symulacji

## 5. Podsumowanie

Badane urządzenie MWR może stanowić alternatywę dla konwencjonalnych urządzeń wspomagających rehabilitację ponieważ możliwa jest rehabilitacja kilku osób jednocześnie przy nadzorze jednego fizjoterapeuty. Dzięki temu, proponowane urządzenia może przyczynić się do zmniejszenia kolejek do gabinetów fizjoterapeutów. Zmniejszy to czas oczekiwania na rozpoczęcie właściwej terapii, co może przyczynić się do zwiększenia możliwych do osiągnięcia rezultatów. Dodatkowo proponowane urządzenie może zapewnić jednakowy standard ćwiczeń dla każdej osoby. Co więcej, opisywane urządzenie, dzięki możliwości realizowania pełnego zakresu ruchu dla zdrowego człowieka, może wspomagać rehabilitację podczas różnych ćwiczeń (ćwiczenia czynne oraz bierne właściwe). Uzyskane z symulacji wartości parametrów kinematycznych i dynamicznych stanowiły podstawę do opracowania projektu wstępnego prototypu urządzenia MWR.

## Bibliografia

- [1] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnarong i A. Sharon, „Interactive robotic therapist,” *US patent 5,466,213*, 1995.
- [2] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen i B. T. Volpe, „Robot-Aided Neurorehabilitation,” *IEEE Trans Rehabil Eng. Author manuscript*, p. 75–87, 1998.
- [3] C. Burgar, P. Lum, P. Shor i M. Van der Loos, „Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience,” *6. J Rehabil Res Dev*, pp. 663-73, 2000.
- [4] J. Laut, M. Porfiri i P. Raghavan, „The Present and Future of Robotic Technology in Rehabilitation,” *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, p. 312–319(przegląd roboty w reh), 2016.
- [5] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Pemdl, R. Muller i R. Riener, „ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients,” *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 68-74 (Armin), 2007.
- [6] D. W. Repperger, C. A. Phillips, A. Neidhard-Doll, D. B. Reynolds i J. Berlin, „Actuator design using biomimicry methods and a pneumatic muscle system,” *Control Engineering Practice*, p. 999–1009 (1 pneum), 2006.
- [7] J. V. Robertson i A. Roby-Brami, „Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods,” *Rethinking physical and rehabilitation medicine Collection de L’Académie Européenne de Médecine de Réadaptation*, pp. 223-245, 2010.
- [8] B. Lewandowski "Mechatroniczny system wspomagania rehabilitacji kończyn górnych.", *Raporty Wydziału Mechanicznego Politechniki Wrocławskiej*. 2019, Ser. PRE; nr 13. 139 s.
- [9] B. Lewandowski, M. Olinski i A. Gronowicz, „A novel device for functional rehabilitation of a human wrist,” *Mechatronic systems and materials*, pp. 1-12, 2014.
- [10] J. Bałchanowski, A. Muraszkowski, J. Szrek, S. Wudarczyk, B. Lewandowski, S. Mróz, R. Jasiński, T. Niebudek, B. Pietraszewski, M. Woźniewski. Opracowanie metodyki badań chodu Nordic Walking zmechatronicznymiurządzeniami wrehabilitacji wybranychschorzeń. *Interdisciplinary Journal of Engineering Sciences, Volume VI, Numer 1, p. 53-59 2018*.