

Bazyli LECZKOWSKI¹, Piotr FALKOWSKI^{1,2}

¹Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej, Politechnika Warszawska, Warszawa

²Sieć Badawcza Łukasiewicz – Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów PIAP, Warszawa

ANALIZA KINEMATYCZNA RUCHÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ W CELU OPRACOWANIA TESTOWEGO TRENINGU FUNKCJONALNEGO DO ZASTOSOWAŃ W ZROBOTYZOWANEJ REHABILITACJI RUCHOWEJ

Streszczenie: Artykuł przedstawia uniwersalną metodę umożliwiającą analizę ruchu kończyny górnej podczas motorycznego treningu funkcjonalnego, w którym równocześnie mobilizowane jest wiele stopni swobody stawów, na podstawie nagrań z niezależnych kamer. W artykule przedstawiony został algorytm przetwarzania wideo do przebiegów czasowych poszczególnych zmiennych złączowych modelu kończyny. Opracowana metoda może zostać wykorzystana do wspomaganej komputerowo analizy poprawności ruchów, która ma zastosowanie w zdalnej rehabilitacji domowej, w tym funkcjonalnej terapii zrobotyzowanej.

Słowa kluczowe: kinematyka kończyny górnej, rehabilitacja funkcjonalna, rehabilitacja zrobotyzowana, modelowanie ruchu człowieka

1. WSTĘP

W trakcie pandemii COVID-19 uwidoczniły się niedostrzegane dotąd słabości wielu różnych dziedzin – urbanistyki, przemysłu, sportu czy medycyny, jak również wielu innych. Niektóre z tych branż przeszło w trakcie trwającego kryzysu gruntowne zmiany w obszarze transformacji cyfrowej, jednak nie wszystkie w zadowalającym stopniu. Powodem tego była przede wszystkim konieczność zastosowania dystansowania społecznego czy też podejmowania znaczących decyzji w warunkach głębokiej niepewności, a także brak wcześniejszego przygotowania technologii do konkretnych potrzeb i dostosowania związanej z tym infrastruktury, co doprowadziło do niewydolności wielu systemów [3].

W czasie trwania pandemii koniecznością jest ograniczanie kontaktów międzyludzkich [4], co utrudnia również prowadzenie rehabilitacji motorycznej, do której wymagany jest bezpośredni kontakt terapeuty z pacjentem. W wyniku szybkiego postępu cywilizacyjnego, wycinki lasów oraz najszybszej w dziejach ekspansji terenów zajmowanych przez ludzi ryzyko wybuchu kolejnej pandemii rośnie z każdym rokiem [7]. Potrzebne jest więc opracowanie skutecznego sposobu rehabilitacji domowej, co pozwoliłoby nie tylko

przygotować się na wypadek wybuchu kolejnego kryzysu, ale ułatwiłoby znacząco proces rehabilitacji w warunkach codziennych. Korzystnym wydaje się wykorzystanie w tym celu terapii funkcjonalnej, polegającej na ćwiczeniu wykonywania codziennych czynności, takich jak chodzenie czy odbieranie telefonu, wymuszających jednoczesnych ruch w wielu stawach [5], która w formie zrobotyzowanej pozwala na efektywną rehabilitację [2].

Celem badania jest opracowanie metody pozwalającej na uzyskanie informacji o rotacjach występujących w stawach podczas wykonywania ruchów kończyną górną, wykorzystując w tym celu wyłącznie proste, ogólnodostępne narzędzia. Wysoka dostępność metody ma na celu umożliwienie wykorzystanie jej do opracowania metod zdalnej rehabilitacji domowej czy też wspomaganiej komputerowo analizy ruchów wykonywanych przez pacjenta.

2. METODA

2.1 Zestaw pomiarowy

Do opracowania metody wybrany został ruch kończyny górnej wykonywany przy podnoszeniu szklanki w pozycji stojącej, ponieważ angażuje on równocześnie wszystkie modelowane stopnie swobody, a jednocześnie podczas jego rejestracji niektóre punkty charakterystyczne kończyny zostają przez nią zasłonięte. Pozwala on więc na opracowanie metody uniwersalnej, mającej również zastosowanie do analizy ruchów prostszych. Podzielony on został na fazy, w których wyróżnić można cztery charakterystyczne konfiguracje: a - pozycja startowa, b – podniesienie szklanki, c – przechylenie szklanki, d – odłożenie szklanki.

Ruch zarejestrowany został z użyciem trzech kamer o rozdzielczości 1080p i nagrywających odpowiednio w 25, 27 i 30 klatkach na sekundę ustawionych w przybliżeniu ortogonalnie względem siebie, jednak celowo bez dokładnego ich pozycjonowania. Schemat stanowiska przedstawiony został na Rys.1

Podczas prób analizowany był ruch ręki dominującej 21-letniej osoby leworęcznej, ważącej 103 kilogramy i mierzącej 203 centymetry wzrostu, o długościach ramienia $l_r = 338$, przedramienia $l_p = 290$ oraz od nadgarstka do punktu chwytania $l_d = 105$. Taki dobór założeń ma pozwolić na opracowanie uniwersalnej metody odpowiedniej do zastosowania dla osoby o dowolnej ręce wiodącej, wzroście oraz dla dowolnego ruchu kończyny górnej.

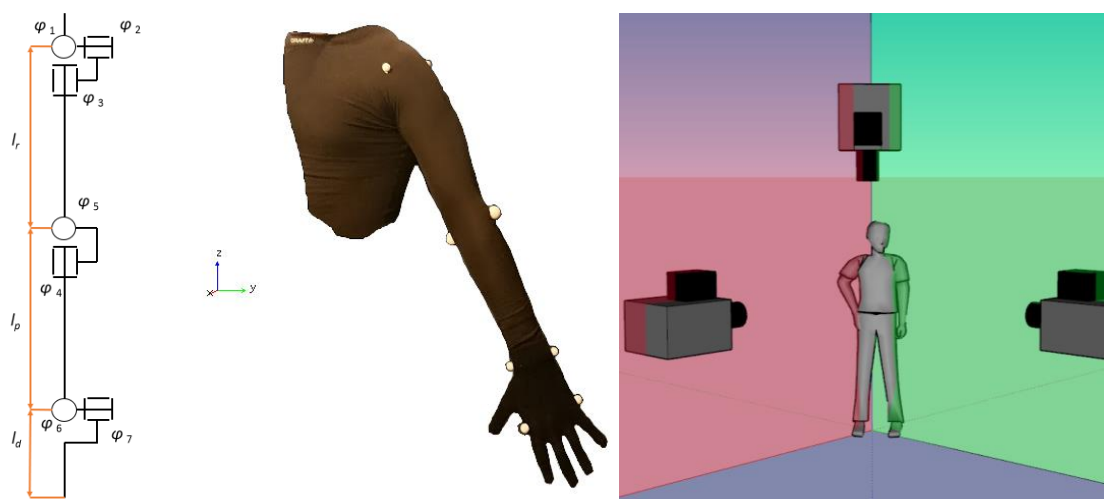
2.2 Rejestracja ruchu

Wybrana sekwencja ruchowa została wykonana dwukrotnie i była nagrana trzema nieruchomymi kamerami, znajdującymi się kolejno: równoległe do płaszczyzny poprzecznej, nad osobą wykonującą ruch (nazywana dalej kamerą pierwszą, górną); pod kątem około 30° od płaszczyzny strzałkowej w stronę ręki asystującej (nazywana dalej kamerą drugą, przednią); pod kątem około 60° od płaszczyzny czołowej w stronę ręki dominującej (nazywana dalej kamerą trzecią, lewą). W celu zwiększenia dokładności śledzenia przemieszczenia poszczególnych stawów na kończynie umieszczono znaczniki wyprodukowane techniką druku 3D, metodą FDM, z białego filamentu PLA, w kształcie ściętych sfer o średnicach 15 mm i 30 mm. Zostały one zamocowane w osiach obrotu poszczególnych stawów, po dwóch przeciwległych stronach kończyny, a ich schematyczne rozmieszczenie wraz z przyjętym układem współrzędnych oraz modelem kinematycznym

kończyny o siedmiu stopniach swobody (DOF) przedstawia Rys.1. Większe znaczniki umieszczone zostały po dwóch stronach łokcia w celu ułatwienia śledzenia ich ruchu.

2.3 Odczytanie ruchu znaczników

Analiza ruchu przeprowadzona została klatka po klatce. Każdorazowo do odczytania pozycji znaczników wykorzystywane zostały trzy nagrania. Metoda ta pozwala na odczytanie położenia znacznika w przestrzeni trójwymiarowej. W szczególnych przypadkach powinno to być możliwe przy użyciu nagrań wyłącznie z dwóch kamer, jednak nagranie z dodatkowej kamery pozwoli na wyznaczenie położenia punktów charakterystycznych w przypadku, gdy będzie on zasłonięty na jednym z dwóch wcześniejszych nagrań. Pozycja znaczników na nagraniach została wyznaczona z wykorzystaniem programu *Tracker*, darmowego oprogramowania w licencji Open Source, z wykorzystaniem funkcji automatycznego śledzenia o szybkości ewolucji 20%. Położenia punktów zostały przeniesione z programu *Tracker* do arkusza *Excel* i wczytane do programu *MatLab*. Na potrzebę analizy danych przyjęto, iż oś X prawoskrętnego układu współrzędnych skierowana jest w kierunku osi strzałkowej ludzkiego ciała o zwrocie przed ciało, oś Z układu współrzędnych skierowana jest zgodnie z kierunkiem osi pionowej i zwrotem ku górze.



Rys.1 Schemat kinematyczny modelu, rozmieszczenie znaczników na kończynie i schemat stanowiska

2.4. Wyznaczenie położenie znaczników

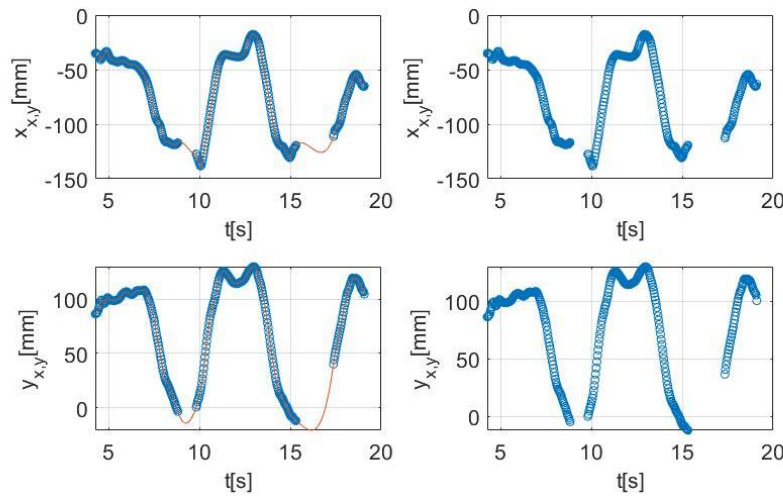
Proces wyznaczania położenia poszczególnych punktów w przebiegach czasowych został opisany poniżej. Składał się on z kolejnych czynności:

- Synchronizacji przebiegów wyznaczonych z nagrań;
- Wstępnej obróbki zsynchronizowanych przebiegów;
- Numerycznego wyznaczenia położenia poszczególnych punktów charakterystycznych;
- Końcowej obróbki uzyskanych przebiegów czasowych położenia punktów;
- Analizy poprawności wyznaczonych przebiegów czasowych położenia punktów.

Pomimo zastosowania trzech identycznych kamer, liczby klatek na sekundę w poszczególnych nagraniach różniły się. Przez punkty poprowadzono więc krzywe typu spline kubiczny, które zostały następnie poddane procesowi próbkowania co 1/25 s, co

odpowiada częstotliwości wyświetlania klatek z najwolniejszej kamery. Na Rys.2 przedstawiono dla przykładu odczytane przebiegi znacznika umieszczonego po zewnętrznej stronie łokcia widzianego z góry, wraz z dopasowanymi krzywymi typu spline oraz wykresy po próbkowaniu krzywych w odpowiednich przedziałach.

Sześć z ośmiu znaczników było widoczne przez znaczną część trwania ruchu na wszystkich trzech kadrach, dwa pozostałe punkty widoczne były przez całość trwania ruchu tylko na dwóch. Dla każdego znacznika widzianego w danym momencie w trzech kadrach istnieją trzy zestawy przebiegów po dwa przebiegi w każdym. W celu znalezienia położenia punktu użyta została nieliniowa optymalizacja numeryczna bez ograniczeń, minimalizująca funkcję celu L_1 metodą Lavenberg'a-Marquardt'a [8], szukająca punktu o trzech współrzędnych \hat{x} , \hat{y} i \hat{z} . Zastosowana minimalizowana funkcja celu L może zostać wyrażona wzorem 1, gdzie i_j to i -ta współrzędna zarejestrowana j -tą kamerą.



Rys.2 Przebiegi znacznika z jednej kamery przed i po dyskretyzacji dopasowanej krzywej (od lewej)

Zastosowanie takiej optymalizacji nie jest jednak możliwe, gdy punkt widoczny jest tylko z dwóch kamer, ponieważ ze względu na niedokładność ustawienia kamer czy paralaksę przebieg byłby przesunięty.

$$\begin{aligned}
 d_1 &= (x_1 - \hat{x})^2 + (y_1 - \hat{y})^2 \\
 d_2 &= (y_2 - \hat{x})^2 + (z_2 - \hat{z})^2 \\
 d_3 &= (x_3 - \hat{y})^2 + (z_3 - \hat{z})^2 \\
 L_1 &= d_1 + d_2 + d_3
 \end{aligned} \tag{1}$$

Znaczniki widoczne w danej chwili na jedynie dwóch rzutach podzielić można na dwie grupy - zasłonięte na jednym rzucie chwilowo (były lub za chwile będą widoczne we wszystkich kadrach) oraz nigdy niewidoczne na wszystkich ujęciach. Algorytm zastosowany do wyznaczenia położenia znaczników w przestrzeni pierwszym przypadku:

1. Znaleziona zostaje chwila czasowa t_1 , będąca najbliższą chwili t_0 (czyli chwili w której szukamy położenia znacznika), w której punkt widoczny był na trzech nagraniach;
2. Zostaje przeprowadzona przedstawiona wcześniej optymalizacja dla położenia punktu widocznego w trzech kadrach, w wyniku której uzyskujemy punkt \hat{X}_{t_1} będący reprezentacją położenia znacznika w chwili t_1 ;

3. Dla chwili t_1 zostaje przeprowadzona optymalizacja położenia znacznika, tym razem jednak składnik funkcji celu (równanie 1) odpowiadający rzutowi, w którym w chwili t_0 znacznik był niewidoczny, jest równy 0. Procedura zwraca punkt $\hat{X}_{t_1}^*$;
4. Stworzony zostaje wektor $\bar{u} = \hat{X}_{t_1} - \hat{X}_{t_1}^*$;
5. Dla znaczniki w chwili t_0 zostaje przeprowadzona optymalizacja na podstawie dwóch rzutów, analogicznie jak w punkcie 3. W wyniku optymalizacji powstaje punkt $\hat{X}_{t_0}^*$;
6. Punkt $\hat{X}_{t_0}^*$ zostaje przesunięty o wektor \bar{u} , to znaczy $\hat{X}_{t_0} = \hat{X}_{t_0}^* + \bar{u}$.

W drugim przypadku zastosowany algorytm jest analogiczny, z tą różnicą, że do znalezienia wektora \bar{u} w punktach 1-3 użyty został znacznik znajdujący się po przeciwnej stronie stawu do znacznika analizowanego.

2.5. Rozwiązanie zadania kinematyki odwrotnej

Zadanie kinematyki odwrotnej, polegające na wyznaczeniu zmiennych złączowych φ , rozwiązane jest numerycznie z wykorzystaniem programu *Adams*. W tym celu zaprojektowany został uproszczony model wielocłonowy kończyny górnej o siedmiu stopniach swobody, składający się z trzech ciał sztywnych połączonych przegubami kulistymi z odebranymi wybranymi stopniami swobody. Przyjęty schemat kinematyczny układu jest zgodny z przedstawionym na Rys.1. Aby zadanie posiadało jednoznaczne rozwiązanie, koniecznym jest zadanie siedmiu wymuszeń kinematycznych. Kluczowe jest więc znalezienie położenia punktu charakterystycznego dłoni oraz przebiegu czasowego rotacji jednego wybranego stopnia swobody kończyny.

Położenie środka każdego stawu kończyny górnej wyznaczone zostało jako średnia położenia znaczników znajdujących się po jego dwóch stronach. Następnie od wszystkich położenia odjęto położenia środka barku, aby w każdej chwili czasowej stanowił on punkt (0,0,0) układu współrzędnych.

W celu zminimalizowania różnic długości w kończynie ponownie wykorzystana została nieliniowa optymalizacja numeryczna bez ograniczeń, minimalizująca funkcję celu L_2 metodą Lavenberg'a-Marquardt'a. Funkcja ta miała uwzględniać zarówno odległość szukanego środka stawu od znaczników przymocowanych po jego bokach, jak i różnicę długości uzyskanej dla danej chwili długości części kończyny górnej a zmierzoną długością tej części u osoby która wykonywała rejestrowany ruch. Rzeczona funkcja celu L_2 wyrażona została więc wzorem 3, gdzie: \hat{l}_d jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka dłoni; \hat{l}_l jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka łokcia; \hat{l}_n jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka nadgarstka; x^o, y^o, z^o są optymalizowanymi współrzędnymi; l_d, l_p i l_r to długości kończyny w modelu wynikające z różnicy odległości między wyznaczonymi położeniami znaczników; δ_d, δ_p oraz δ_r to arbitralnie dobrane współczynniki.

$$\begin{aligned}
 d_l &= (\hat{x}_l - \hat{x}_l^o)^2 + (\hat{y}_l - \hat{y}_l^o)^2 + (\hat{z}_l - \hat{z}_l^o)^2 \\
 d_n &= (\hat{x}_n - \hat{x}_n^o)^2 + (\hat{y}_n - \hat{y}_n^o)^2 + (\hat{z}_n - \hat{z}_n^o)^2 \\
 d_d &= (\hat{x}_d - \hat{x}_d^o)^2 + (\hat{y}_d - \hat{y}_d^o)^2 + (\hat{z}_d - \hat{z}_d^o)^2 \\
 L_2 &= d_l + d_n + d_d + \delta_d * (\hat{l}_d - l_d)^2 + \delta_p * (\hat{l}_p - l_p)^2 + \delta_r * (\hat{l}_r - l_r)^2
 \end{aligned} \tag{3}$$

Znając położenia wszystkich środków stawów wyznaczone zostało położenie środka ręki oraz kąty obrotów w przestrzeni α wokół osi X, β wokół osi Y' oraz γ wokół osi Z''. Aby rozwiązać zadanie odwrotne kinematyki, należy zadać jeszcze jeden ruch. Jako dodatkowe

wymuszenie, potrzebne do jednoznacznego określenia kinematyki modelu, wykorzystany został ruch środka łokcia wzdłuż osi Y, ponieważ jest on stosunkowo niewielki.

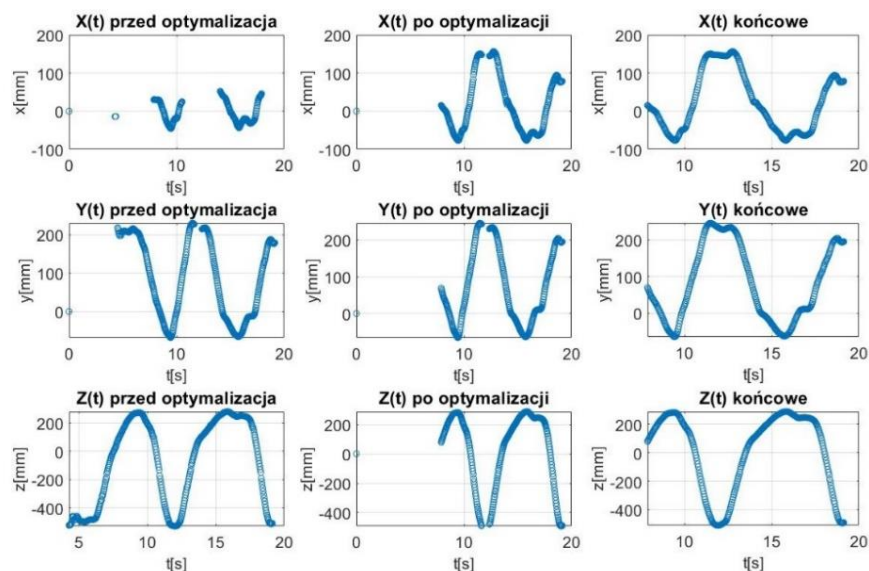
W przypadku analizy innego ruchu korzystnym może być zadanie jako wymuszenia ruchu łokcia wzdłuż innej osi. Cztery etapy odtworzonego ruchu rozstały przedstawione na Rys. 3. Stworzony w programie *Adams* model pozwala na uzyskanie w prosty sposób przebiegów kątów sterujących.



Rys.3 Kolejne fazy odtworzonego ruchu (od lewej a, b, c i d; opisane powyżej)

3. WYNIKI

Efektom pierwszej fazy analizy ruchu było wyznaczenie trajektorii ruchu wszystkich punktów charakterystycznych kończyny (ze znacznikami) opisanej w układzie kartezjańskim o środku w stawie barkowym. Na Rys.4 porównane zostały zarejestrowane przebiegi ruchu znacznika znajdującego się po zewnętrznej stronie nadgarstka na różnych etapach przetwarzania – po zarejestrowaniu, po zastosowaniu opisanego w poprzedniej sekcji algorytmu uzupełniania brakujących punktów w zarejestrowanych przebiegach czasowych oraz w postaci ostatecznie wyznaczonej trajektorii.



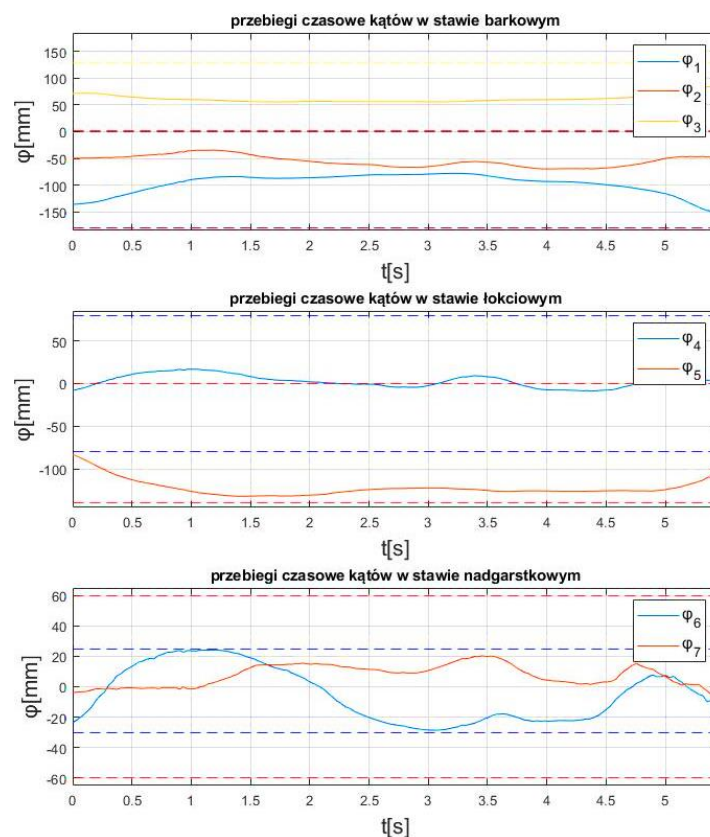
Rys.4. Ruch przykładowego znacznika na różnych etapach –po zarejestrowaniu, po uzupełnieniu brakujących punktów, ostateczna trajektoria (od lewej)

Finalnym rezultatem prac badawczych było wyznaczenie przebiegów współrzędnych złączowych modelu kończyny, opisujących ruch w poszczególnych stawach. Zostały one zestawione na Rys. 5 wraz z maksymalnymi wartościami dopuszczalnymi dla tych rotacji [6].

4. DYSKUSJA

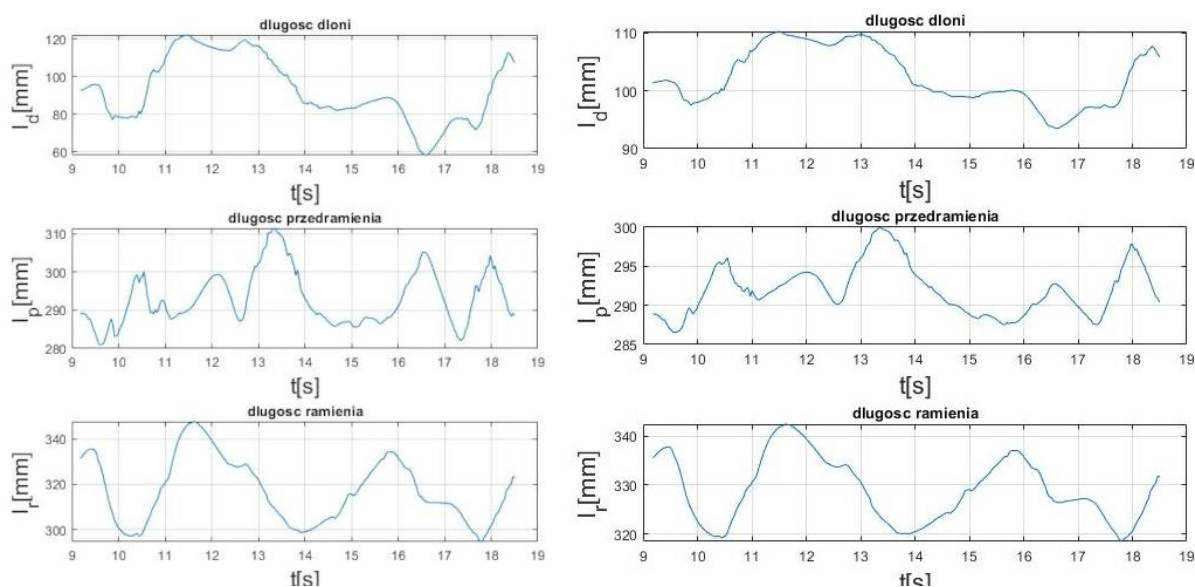
Głównym problemem podczas przetwarzania zarejestrowanych sygnałów są ich nieciągłości powodowane przysłanianiem punktów charakterystycznych kończyny przez nią samą, a także początkowo pojawiające się szумы w wyznaczonych trajektoriach, wynikające z niedokładności automatycznego śledzenia. Na wykresach widać, że w fazie a-b pierwszego rejestrowanego przebiegu znacznik widoczny był tylko na jednym z kadrów, co uniemożliwia znalezienie jego pozycji w przestrzeni, w tym czasie. Został on również zasłonięty dla dwóch kamer na kilka klatek nagrania w fazie b-c w obu zarejestrowanych przebiegach. Aby zniwelować nieciągłości w dziedzinie czasu do punktów ponownie dopasowano gładką krzywą typu spline, którą następnie poddano procesowi próbkowania. W otoczeniu punktów dla których nadal widoczna była nieciągłość wykresu, zastosowano metodę średniej ruchomej. Metoda ta pozwoliła na skuteczne uzupełnienie krzywych o estymowane wartości położenia oddające ruch kończyny.

Poprawność wyznaczonych trajektorii została zweryfikowana obserwacyjnie na podstawie modelu wielocząłowego oraz porównując przebiegi kątowe rotacji w poszczególnych stawach względem ich wartości skrajnych (patrz Rys. 5). Ponieważ wszystkie mieszczą się



Rys.5 Kąty w stopniach swobody stawów (ciągłe) z wartościami granicznymi (przerwane)

w dopuszczalnych normach anatomicznych, wyznaczone krzywe charakteryzują się ciągłą pochodną, a ruch wygląda poprawnie, metoda została przyjęta jako poprawna. Ponadto różnice pomiędzy nominalnymi a wyznaczonymi dla modelu numerycznego długościami członów kończyny wprowadzone zostały jako dodatkowe metryki oceny poprawności metody. Ich wartości zostały zminimalizowane poprzez odpowiedni dobór parametrów δ_d , δ_p oraz δ_r , dzięki czemu nie przekroczyły one 20 mm, co widać na Rys.6. Takie różnice długości powinny pozwalać na wykorzystanie metody w większości zastosowań biomechanicznych, gdzie wysokie niedokładności są akceptowalne.



Rys.6. Zmiana długości części kończyny górnej w czasie przed i po optymalizacji

5. WNIOSKI

Uzyskana metoda umożliwia odtwarzanie nagranych ruchów kończyny górnej z dokładnością wystarczającą do większości zastosowań biomechanicznych. Do jej przeprowadzenia nie są wymagane skomplikowane urządzenia pomiarowe. Pozwala ona więc w stosunkowo prosty sposób uzyskać przebiegi złączowe dla modelu kończyny, co może zostać wykorzystane do analizy ruchów wykonywanych podczas rehabilitacji lub do sterowania egzoszkieletem [1] przeznaczonym do zdalnej domowej terapii funkcjonalnej.

Aby metoda była jak najdokładniejsza, rejestrowany ruch powinien odbywać się stosunkowo powoli, aby znaczniki nie ulegały rozmyciu na nagraniu. Warto również zastanowić się nad opracowaniem dokładnych wytycznych dotyczących rozstawienia kamer oraz rozmieszczenia znaczników.

LITERATURA

- [1].Bertomeu-Motos A., Blanco A. et al.: Human arm joints reconstruction algorithm in rehabilitation therapies assisted by end-effector robotic devices, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, no. 2018

- [2].Carpinella I., Lencioni T., Bowman T. et al.: Effects of robot therapy on upper body kinematics and arm function in persons post stroke: a pilot randomized controlled trial, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, no 17, 2020
- [3].Dwivedi Y. K. et al.: Impact of COVID-19 pandemic on information management research and practice: Transforming education, work and life. *International Journal of Information Management*, no. 55, 2020.
- [4].Greenstone M., Nigam V.: Does Social Distancing Matter?. *SSRN Electronic Journal*, 2020
- [5].Harvey R. (red.), Macko R. (red.), Stein J.l (red.), Winstein C. (red.), Zorowitz R. (red.): *Stroke Recovery and Rehabilitation*, Demos Medical Publishing, 2008, s. 267-286
- [6].Stubbs N., Fernandez J. et al.: Normative data on joint ranges of motion of 25- to 54-year-old males, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 12, 1993
- [7].Walsh M. G., Sawleshwarkar S., Hossain S. et al.: Whence the next pandemic? The intersecting global geography of the animal-human interface, poor health systems and air transit centrality reveals conduits for high-impact spillover, *One Health*, no. 11, 2020
- [8].Gavin H.: The Levenberg-Marquardt algorithm for nonlinear least squares curve-fitting problems, <http://people.duke.edu/~hpgavin/ce281/lm.pdf> (31.05.2021)

KINEMATIC ANALYSIS OF AN UPPER EXTREMITY MOTION FOR FUNCTION ORIENTATION WORKOUTS WITHIN THE ROBOT AIDED MOTOR REHABILITATION

Abstract: This paper presents a universal method of the motion analysis based on recordings from independent cameras. It is destined to the motor, function-oriented treatment of an upper limb within with multiple degrees of freedom mobilized simultaneously. The description contains a video processing algorithm aimed in computing time series of joint variables for the limb model. The developed method can be used for computer-aided analysis of the motion correctness; particularly useful for remote-home-rehabilitation, including function-oriented robot-aided therapy.