

Antoni JOHN, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

Agnieszka MUSIOLIK, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

OD MODELU ANATOMICZNEGO DO MODELU NUMERYCZNEGO – SYMULACJA RUCHU PALCÓW RĘKI CZŁOWIEKA

Streszczenie. Analiza układu ruchu człowieka odbywa się przez zastosowanie metody modelowania i symulacji komputerowej. Metoda ta polega na sformułowaniu modelu matematycznego badanego układu biomechanicznego na podstawie przeanalizowanego wcześniej wybranego modelu fizycznego, a następnie na rozwiązaniu układu równań, który tworzy ten model i przedstawieniu wyników w postaci wykresów lub animacji. W artykule zastosowano metodę numerycznego całkowania równań metodą Rungego-Kutty czwartego rzędu.

1. WSTĘP

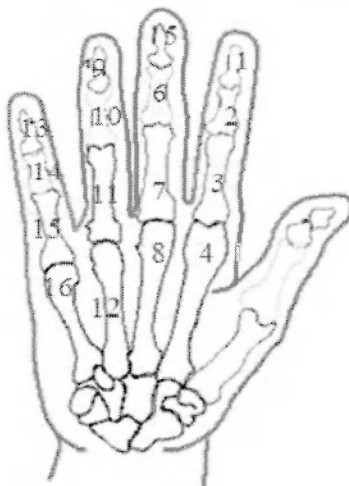
Dynamiczne właściwości biomechanizmu można określić jako zmiany jego położenia w czasie, w zależności od sił i momentów napędowych. Zależności te opisuje się za pomocą układu równań różniczkowych ruchu. W tym celu zastosowano metodę Newtona-Eulera, która opisuje dynamikę poszczególnych członów.

Celem analizy jest uzyskanie parametrów biomechanicznych potrzebnych do pośredniego wykorzystania jako dane wejściowe dla komputerowych modeli symulacyjnych niezbędnych w projektowaniu urządzeń do rehabilitacji ręki. Obliczenia wykonano w programie Matlab.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Dane wejściowe przyjęte w procesie analizy

Do przeprowadzenia analizy zarówno kinematycznej jak i dynamicznej układu ruchu człowieka niezbędna jest znajomość danych antropometrycznych: geometrycznych (wymiary ciała) i masowych (masy, położenia środków mas, momenty bezwładności). W artykule, poszczególne człony są traktowane jak bryły sztywne o powierzchni walca i dla nich wyznaczono momenty bezwładności. W tabeli 1 przedstawiono dane zawarte w modelowaniu, a na rysunku 1 odpowiadające im człony.



Rys.1. Model ręki z zaznaczonymi członami

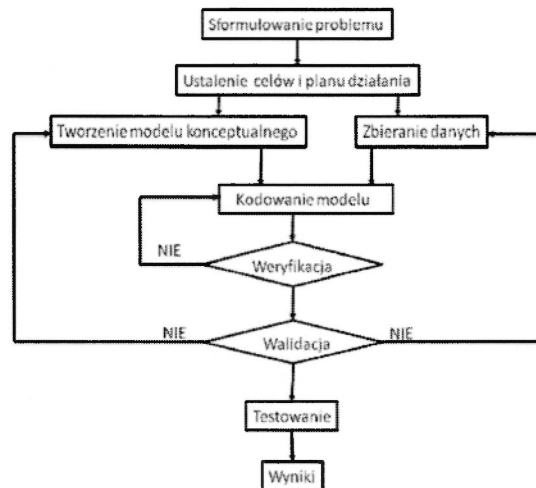
Tabela 1. Dane zawarte w modelu

Człon	Masa[kg]	Długość[m]	Promień [m]	Moment bezwładności[kg·m ²]
1	0.007	0.02101	0.0065	1.10392E-06
2	0.014	0.01910	0.0065	1.85032E-06
3	0.030	0.03008	0.0075	9.46994E-06
4	0.662	0.07717	0.0091	0.001327821
5	0.008	0.2475	0.0055	0.000163411
6	0.014	0.03386	0.0063	5.48925E-06
7	0.032	0.05066	0.0075	2.78253E-05
8	0.662	0.7816	0.0089	0.134818058
9	0.006	0.02315	0.0055	1.11722E-06
10	0.012	0.2860	0.0055	0.000327275
11	0.015	0.04438	0.0061	9.98746E-06
12	0.062	0.07550	0.0091	0.000119089
13	0.004	0.02133	0.0040	6.22625E-07
14	0.010	0.1920	0.0045	0.000122931
15	0.009	0.03743	0.0050	4.25926E-06
16	0.060	0.06786	0.0095	9.34533E-05

W analizie dynamicznej uwzględnia się masy członów oraz siły na nie działające powstające podczas ruchu. W rzeczywistych układach działają na ogół złożone układy sił. Ich znajomość jest niezbędna w przypadku analizy mechanizmu w ruchu. W analizie dynamicznej podczas zgięcia i wyprostowania palców ręki wyróżnia się grupę sił wewnętrznych do których należą siły i momenty sił reakcji w parach kinematycznych wywołanych przez przenoszenie obciążenia. Dynamiczne właściwości biomechanizmu zostaną określone w postaci zmian jego położenia w czasie w zależności od sił i momentów w stawach.

2.2. Schemat modelowania

Przez model rozumiemy uproszczoną reprezentację rzeczywistości, który jest pozbawiony wielu szczegółów i cech nieistotnych z punktu widzenia celów modelowania. Poniżej przedstawiono schemat blokowy analizowanego modelu.



Rys. 2. Schemat blokowy modelowania

Do rozwiązania modelowania zastosowano metodę jednokrokową w której przechodzi się od $x(t)$ do $x(t+\Delta t)$ zakładając, że Δt nie jest zbyt duże, a $f(\dots)$ nie zmienia się zbyt gwałtownie. Zastosowano wielomiany czwartego stopnia jako modele składowych wektora $x(t)$, zgodnie z najpewniejszą metodą numerycznego całkowania równań, czyli metodą Rungego – Kutty czwartego rzędu.

Zastosowano następujące uproszczenia: układ biomechaniczny składa się z członów sztywnych, nieodkształcalnych, do których należą paliczki palca wskazującego, środkowego, serdecznego i małego oraz nadgarstek i śródreżce. Śródreżce zostało unieruchomione. Analiza została wykonana w układzie XY.

2.3. Procedura analizy dynamicznej

Równanie ruchu zostało wyznaczone zgodnie z równaniem Newtona-Eulera. Ponieważ nie uwzględniono tłumienia oraz tarcia wzór wygląda następująco:

$$M\dot{q} = g \quad (1)$$

gdzie:

g – uogólniony wektor sił zewnętrznych

M – macierz sztywności zawierająca masy i moment bezwładności poszczególnych członów

Jeżeli połączone ciała są traktowane jako całość wtedy równanie ma postać (2).

$$\mathbf{M}\mathbf{q} + \mathbf{g}^{(1)} = \mathbf{g} \quad (2)$$

gdzie:

– przyspieszenie

\mathbf{q} – przemieszczenie

$\mathbf{g}^{(1)}$ uogólniony wewnętrzny wektor sił wynikający z ograniczeń kinematycznych

Za pomocą metody Lagrange'a w postaci (3), siły te zostały wyrażone jako macierz Jacobiego i wektor zawierający wartości do obliczenia λ .

$$\mathbf{g}^{(1)} = \Phi_q^T \lambda \quad (3)$$

Połączenie wzoru (2) i (3) otrzyma się równanie ruchu w postaci (4)

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \Phi_q^T \lambda = \mathbf{g} \quad (4)$$

Macierz sztywności zawierająca masy i momenty bezwładności poszczególnych członów, dla członu I została opisana w postaci (5).

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m - \frac{2m\bar{x}_G}{L_{ij}} & 0 & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} & -\frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} \\ 0 & m - \frac{2m\bar{x}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} \\ \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} & \frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} & 0 \\ -\frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} & 0 & \frac{I_{i_1}}{L_{ij}^2} \end{bmatrix} \quad (5)$$

gdzie:

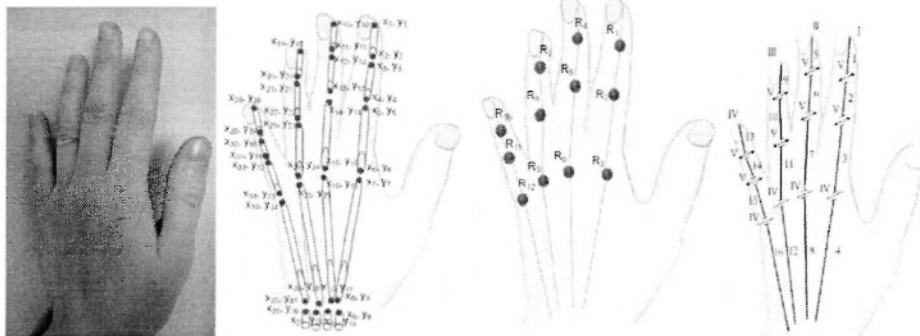
m – masa członu

I_{ij} – moment bezwładności

L_{ij} – długość członu

3. BADANY MODEL

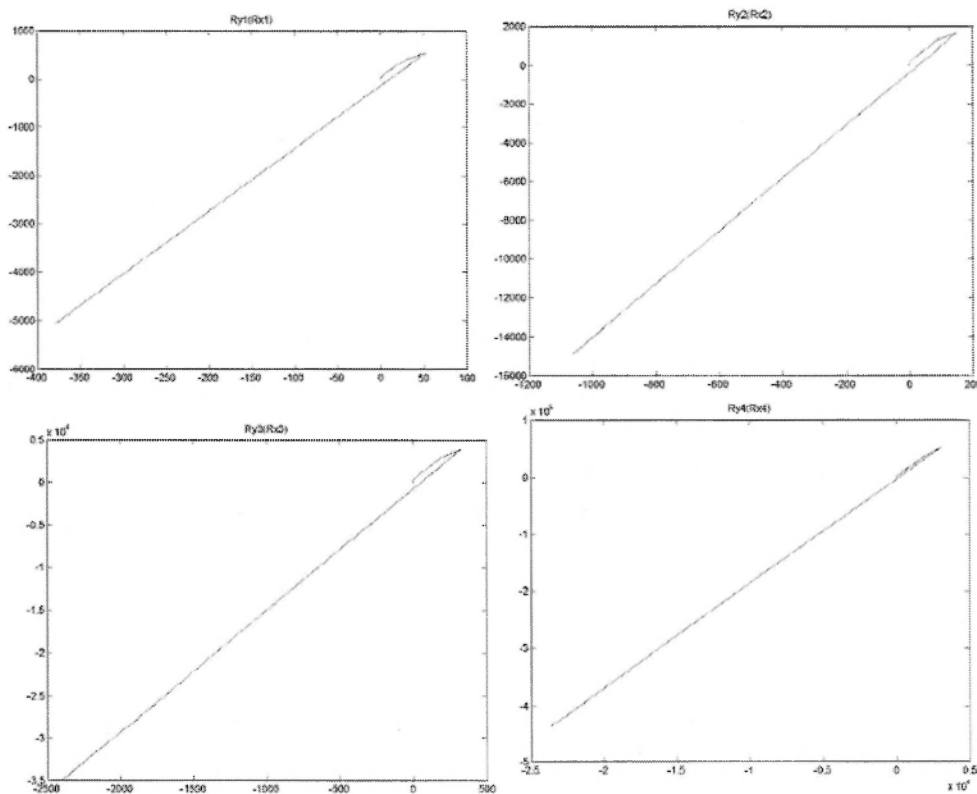
Badany model składa się z 16 członów. Człony są sztywne i nieodkształcalne i zawierają paliczki palca wskazującego, palca środkowego, palca serdecznego i palca małego oraz kości śródręcza. Nadgarstek jest podstawą i został unieruchomiony. Rysunek 3 przedstawia kolejne etapy modelu, które zostały przyjęte w analizie.



Rys. 3. Badany model: a) obiekt rzeczywisty, b) model z naturalnymi współrzędnymi, c) ze współrzędnymi złączowymi. d) z zaznaczonym stopniami swobody

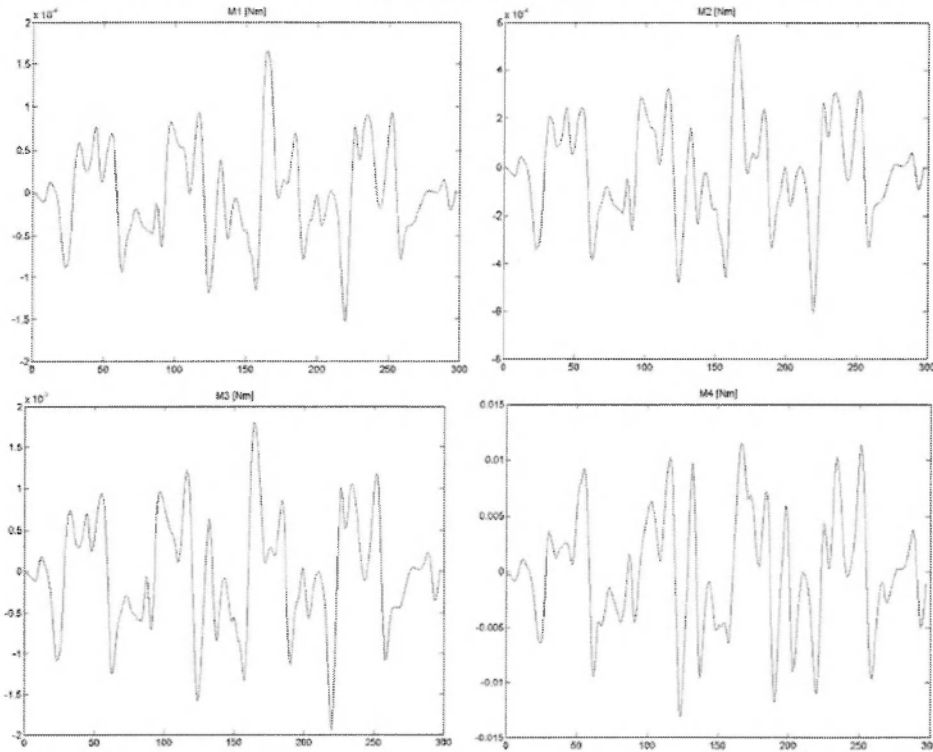
4. WYNIKI I WNIOSKI

Celem przedstawionej analizy było wyznaczenie reakcji i momentów w stawach międzypaliczkowych oraz w śródreźcu i nadgarstku. Opisany model matematyczny został napisany w postaci kodu w programie Matlab. Rysunki 4 i 5 przedstawiają reakcje w [N] oraz momenty w [Nm] w stawach międzypaliczkowych oraz w nadgarstku dla palca wskazującego.



Rys. 4. Reakcje w stawach międzypaliczkowych oraz w nadgarstku

Uzyskane wyniki zostaną wykorzystane do zaprojektowania urządzenia wspomagającego proces rehabilitacji ręki. Projektując urządzenie do rehabilitacji niezbędna jest informacja dotycząca podstawowych własności ręki a mianowicie: zakres ruchu w stawach, wartości maksymalnych reakcji i momentów występujących w ręce zdrowej i porównania tych wyników z wartościami uzyskanymi w przypadku wystąpienia urazu.



Rys. 5. Momenty stawowe M1- pomiędzy paliczkiem dalszym a środkowym, M2- pomiędzy paliczkiem środkowym a bliższym, M3 – pomiędzy paliczkiem bliższym a śródręczem, M4- pomiędzy śródręczem a nadgarstkiem

LITERATURA

- [1] Jalón, J. and Bayo, E., Kinematic and dynamic simulation of multibody systems : the real-time challenge, Springer-Verlag, New York ; Hong Kong, 1994.
- [2] Biryukova, V. and Yourovska, Z., A model of human hands dynamics, from Schuind F, Coorney III W.P., Garcia-Elias M: "Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist", New York, NATO ASI Series, 1994.
- [4] Tortora, G., Grabowski, S. R., Introduction to the Human Body, J. Wiley, NY, 2001.

FROM ANATOMICAL MODEL TO NUMERICAL MODEL - SIMULATION OF THE HUMAN FINGERS MOTION

Summary. Dynamic analyses are much more complicated to solve than kinematic ones. The major characteristic about dynamic problems is that they involve the forces that act on the multibody system and its inertial characteristics namely its mass, inertia tensor and the position of its centre of gravity. This article describes the development of a mathematical model of the human hand using a planar multibody formulation with natural coordinates. The results obtained present biomechanical relevance and can be used in the actual design phase of the rehabilitation device.