

Sławomir BOROWSKI, Marek DIETRICH, Krzysztof KĘDZIOR,
Cezary RZYMKOWSKI, Tomasz ZAGRAJEK
Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej PW, Warszawa

MODELOWANIE DYNAMICZNE UKŁADU RUCHU CZŁOWIEKA-OPERATORA

Streszczenie. Układ mięśniowo-kostny człowieka o kilkuset stopniach swobody można analizować rozpatrując w trzech kolejnych etapach następujące modele: wielomasowy model dynamiczny całego układu człowiek-maszyna; kinetostaticzny MES-owski model wybranego segmentu ciała; statyczny model MES-owski wybranego fragmentu poprzedniego modelu. Pozwala to na wyznaczenie obszarów koncentracji naprężeń i wynikających z tego zagrożeń dla organizmu człowieka poddanego obciążeniom dynamicznym.

Summary. The human musculoskeletal system having a few hundred degrees of freedom can be investigated using a three-stage modelling: multibody type dynamic model of the whole man-machine system; kineto-static FEM type model of the chosen body segment; FEM type static model of the chosen body sub-segment. This method allows to determine regions of stress concentration and hazards for the human organism subject to dynamic loads.

Zusammenfassung. Das Muskelskelettsystem mit mehreren Freiheitsgraden des Menschen kann man analysieren, in dem man in 3 Etappen folgende Modelle betrachtet: das dynamische Massemodell des kompletten Mensch- Maschine-Systems, das kinetisch-statische Modell der Methode der finiten Elemente (MFE) eines ausgewählten Körperteils, das statische Modell der MFE eines ausgewählten Fragmentes des vorhergehenden Modelles. Das erlaubt die Bestimmung der Gebiete mit der größten Spannungskonzentrationen und daraus resultierenden Gefahren für den menschlichen Organismus bei dynamischen Belastungen.

1. WSTĘP

Układ ruchu człowieka może być rozpatrywany jako mechanizm o kilkuset stopniach swobody składający się z ponad 200 członów sztywnych (kości) i około 440 siłowników jednostronnego działania (mięśnie szkieletowe). Zbudowanie i badanie modelu matematycznego tak złożonego biomechanizmu współdziałającego z maszyną w warunkach dynamicznych jest zadaniem zbyt trudnym nawet przy użyciu współczesnych metod analitycznych i numerycznych. Jednym ze sposobów pokonania tej trudności jest zaproponowany w tej pracy podział zadania na trzy etapy. Sposób ten przedstawiono poniżej na przykładzie kierowcy pojazdu w trakcie zderzenia czołowego.

2. MODEL OGÓLNY UKŁADU CZŁOWIEK-MASZYNA

Model fizyczny układu (rys.1) ma 10 stopni swobody, w tym 9 dotyczy człowieka, a 1 stopień swobody dotyczy samochodu. Wszystkie pary kinematyczne są klasy piątej: 8 par obrotowych i 2 pary przesuwne (samochód-droga i fotel-uda). Masy, momenty bezwładności oraz dane geometryczne (w tym położenia środków mas) zaczerpnięto z piśmiennictwa [1,5,6,9]. Model matematyczny układu utworzono za pomocą równań Lagrange'a II rodzaju, otrzymując 10 równań różniczkowych, nieliniowych, drugiego rzędu. Użyto specjalnego pakietu oprogramowania CAMIR, służącego do komputerowego generowania równań ruchu układów mechanicznych i biomechanicznych [8]. Siły zewnętrzne działające na elementy modelu (siła działająca na samochód w czasie zderzenia, siły, z jakimi pasy działają na kierowcę i na samochód, siły reakcji między rękami a kierownicą itp.) przyjęto na podstawie danych z literatury. Przykładowo można podać, że siła zderzenia F przybliżana jest zależnością o postaci [4]:

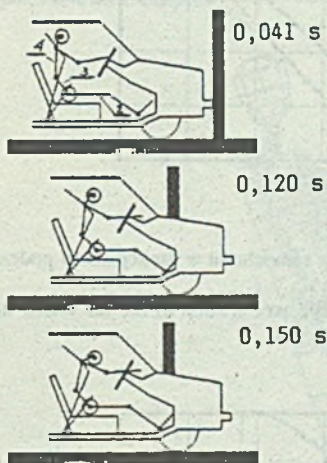
$$F = \frac{Mv_0\pi}{2T_z} \sin\left(\pi \frac{t-T_p}{T_z}\right), T_p < t < T_p + T_z, \quad (1)$$

gdzie: M jest masą pojazdu, v_0 jego prędkością tuż przed zderzeniem, T_z czasem trwania zderzenia, a T_p chwilą rozpoczęcia zderzenia. Współczynnik tarcia samochodu o drogę przyjęto równy 0.25.

Pasy modelowano za pomocą sprężyn liniowych, stąd odpowiednie siły są proporcjonalne do wydłużenia odpowiednich części pasów. Wartość siły reakcji między rękami a kierownicą przyjęto jako proporcjonalną do funkcji sinus z odległości między dwoma punktami, z których jeden związany jest z przedramieniem, natomiast drugi z kierownicą. Jeżeli odległość ta jest większa od pewnej wartości, to przyjmuje się, że ręka traci kontakt z kierownicą i wartość siły jest zerowa. Do uogólnionych sił zewnętrznych należą także momenty czynne i bierne przyłożone w parach kinematycznych modelujących stawy człowieka. Czynne momenty mięśniowe w stawach modelowano liniowymi funkcjami czasu, które osiągają swe maksimum po 150 ms od chwili zderzenia, po czym zachowują wartości stałe. Zwroty momentów mięśniowych zakładano zawsze jako przeciwne do zwrotów prędkości względnych członów łańcucha kinematycznego modelującego ciało człowieka. Momenty bierne w stawach modelowano sumą trzech składników [7]: sprężystego momentu oporowego pochodzącego od biernego napięcia mięśni i więzadeł, momentu tłumiącego (modeluje tarcie wiskotyczne i suche w stawie) oraz momentu granicznego pojawiającego się wtedy, gdy kąt obrotu w stawie przekracza fizjologiczny zakres ruchu. Badania symulacyjne przeprowadzono dla 3 prędkości początkowych zderzenia v_0 : 8 m/s, 10 m/s, 12 m/s. Rys. 1 przedstawia zmiany w usytuowaniu kierowcy w czasie zderzenia w kolejnych chwilach czasowych w czasie zderzenia z prędkością 12 m/s. W wyniku symulacji uzyskano przebiegi czasowe obciążeń (siły i momenty bezwładności oraz reakcje od sąsiednich członów) działających na człony modelujące segmenty ciała ludzkiego. Przykładowe wyniki symulacji dotyczące dolnej części tułowia (człon 3 na rys.1) przedstawione zostały na rys. 3 i 4.

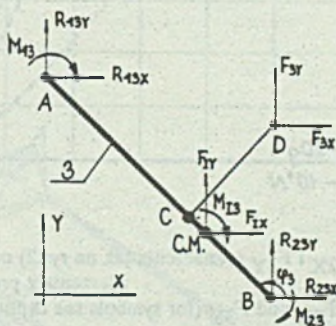
Analizując otrzymane wyniki, można określić chwilę oraz pozycję, w której występują największe obciążenia danego segmentu ciała. W przypadku dolnej części tułowia przy prędkości zderzenia 12 m/s, po czasie 0,12 s od rozpoczęcia symulacji pojawiają się duże

obciążenia związane z wystąpieniem maksymalnego opóźnienia 18,7 g. Położenie członu nr 3 w chwili $t=0,12$ s opisuje kąt $\phi = 2,38$ r (patrz rys. 2). Wartości poszczególnych sił i momentów wynoszą wtedy odpowiednio: $F_{3X} = -7223$ N, $F_{3Y} = -9224$ N; $M_{I3} = -30$ Nm, $F_{IX} = 1881$ N, $F_{IY} = 188$ N; $M_{43} = -625$ Nm, $R_{43X} = 5405$ N, $R_{43Y} = -125$ N i $M_{23} = 513$ Nm $R_{23X} = -63$ N $R_{23Y} = 9161$ N.



Rys.1. Położenie ciała kierowcy w trakcie zderzenia w kolejnych chwilach od początku zderzenia

Fig.1. Postures of the driver during a car crash in subsequent moments of time

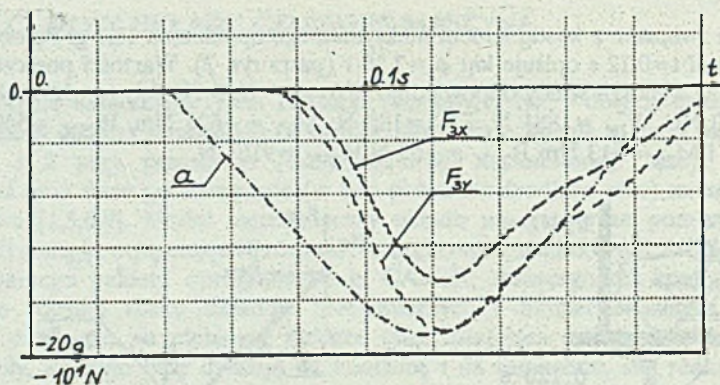


Rys.2. Obciążenie elementu nr 3 (dolna część tułowia - por. rys.1): C.M.- środek masy; M_{I3} , F_{IX} , F_{IY} - moment bezwładności i składowe siły bezwładności zredukowane do środka masy (F uwzględnia siłę ciężkości); R_{23X} , R_{23Y} , R_{43X} , R_{43Y} - siły reakcji od sąsiednich członów odpowiednio nr 2 i nr 4; F_{3X} , F_{3Y} - składowe siły F_3 , z jaką pas biodrowy działa na kierowcę; masa członu wynosi 14,2 kg; centralny moment bezwładności członu względem osi prostopadłej do płaszczyzny ruchu $0,135$ kgm²; $AB=0,24$ m; $AC=0,16$ m; $CD=0,10$ m; odcinek A - C.M.=0,175 m

Fig.3. Load on element no 3.

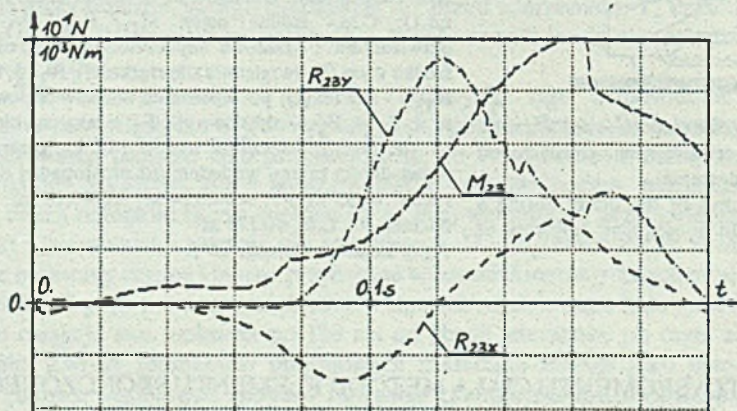
3. ANALIZA SEGMENTU CIAŁA METODĄ ELEMENTU SKOŃCZONEGO (MES)

W drugim etapie używany jest model układu człowiek-maszyna zbudowany z 2936 sztywnych (kości, części pojazdu) i odkształcalnych (mięśnie, ścięgna, więzadła itp.) trójwymiarowych elementów skończonych, na które podzielono ciało człowieka i pojazd (rys.5). Zastosowano model przestrzenny i jednocześnie symetryczny względem płaszczyzny strzałkowej. Główną jego część stanowi układ kręgosłupa złożony z 2640 elementów skończonych odpowiednio modelujących kręgi, dyski międzykręgowe, żebra, mięśnie i ścięgna [3]. Kończyny i głowę podzielono na elementy skończone bez uwzględniania ich budowy anatomicznej. Model matematyczny sformułowany na podstawie MES składa się z 14493 równań algebraicznych (układ kręgosłupa - 13107 równań) ogólnie nieliniowych, linearyzowanych w danym położeniu ciała. Model ten może być używany w całości lub można wydzielić z niego podmodele ciała ludzkiego zgodnie z podziałem na segmenty odpowiadające członom jak na rys.1.



Rys.3. Siły F_{3X} i F_{3Y} (oznaczenia jak na rys.2) oraz opóźnienie samochodu w funkcji czasu podczas zderzenia z prędkością 12 m/s

Fig.3. Forces F_{3X} and F_{3Y} (for symbols see caption for Fig.2) and acceleration of the car versus time during a crash at the speed of 12 m/s

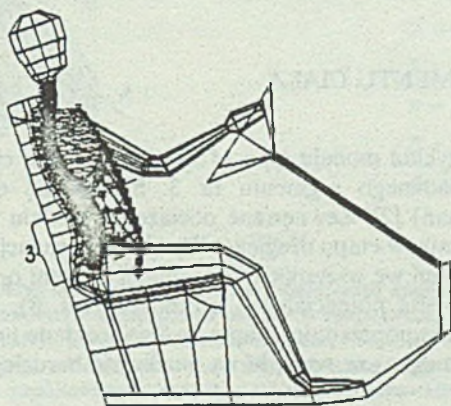


Rys.4. Przebiegi momentów i sił reakcji w funkcji czasu w trakcie zderzenia z prędkością 12 m/s (oznaczenia jak na rys.2)

Fig.4. Torques and forces versus time during a car crash at the speed of 12 m/s (for symbols see caption for Fig.2)

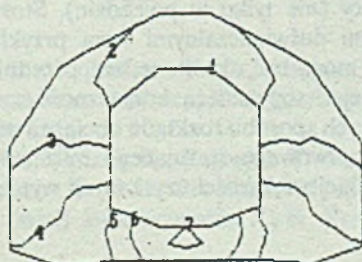
Na rys. 5 zaznaczono część odpowiadającą segmentowi nr 3 (846 elementów, 5135 równań). Używanie podmodeli ułatwia i przyspiesza obliczenia, co jest istotne, gdy celem badań jest analiza ograniczona do wybranego segmentu ciała ludzkiego. W tym etapie modelowania obciążenia segmentu ciała uzyskane w poprzednim etapie muszą zostać odpowiednio przyłożone do węzłów elementów skończonych. Siłę bezwładności (wraz z ciężarem ciała) można łatwo rozdzielić na poszczególne elementy, rozkładając ją na siły skupione przyłożone w węzłach. Inne siły i momenty rozkładane są w węzłach elementów skończonych na podstawie pewnych "rozsądnych" założeń. Na przykład siła, z jaką pas

biodrowy działa na ciało człowieka, rozkładana jest w obszarze kontaktu pas-ciało w taki sposób, że maksymalne parcie wywierane jest w środku tego obszaru i stopniowo maleje (zgodnie z funkcją sinus) w kierunku brzegów. Danymi wejściowymi do modelu matematycznego i programu symulacyjnego są, przy danym usytuowaniu segmentu ciała ludzkiego, wartości zewnętrznych (także bezwładności) sił i momentów uzyskane w poprzednim etapie.



Rys.5. Model typu MES kierowcy w kabinie samochodu - widok z boku - zaznaczono część odpowiadającą segmentowi nr 3 (patrz rys.1)

Fig.5. The FEM model of the driver in the cabin - side view - the section corresponding to the link No.3 (see Fig.1) marked



1	-	.750	E+00
2	-	.382	E+00
3	-	.165	E-01
4	-	.349	E+00
5	-	.717	E+00
6	-	.108	E+01
7	-	.148	E+01

Rys.6. Rozkłady naprężeń ścinających w pierścieniu włóknistym dysku międzykręgowego pomiędzy kręgiem L5 i kością krzyżową w chwili $t=0,12$ s od rozpoczęcia symulacji zderzenia. W tabeli podane są wartości naprężeń w MPa odpowiadające kolejnym numerom izolunii. Ciśnienie w jądrze miazdżystym wynosi 3,1 MPa

Fig.6. Compressive stress patterns in annulus fibrosus of the disk between vertebra L5 and sacrum at the 0.12 s from the beginning of the car crash. In table there are given stress values in MPa respective to numbers of isolines. The pressure in nucleus pulposus of the disk in 3.1 MPa

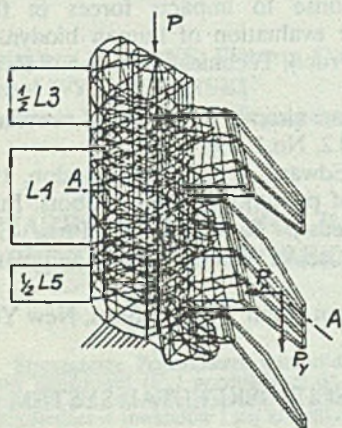
Metodą symulacji komputerowej określane są przemieszczenia elementów sztywnych, rozkłady odkształceń i naprężeń w elementach odkształcalnych i siły wewnętrzne działające pomiędzy poszczególnymi elementami. Przykładowe wyniki przedstawione zostały na rys. 6. Dotyczą one rozkładu naprężeń w jednym z elementów odkształcalnych (dysku międzykręgowym) segmentu nr 3. W tym etapie modelowania rozkłady naprężeń i odkształceń w kościach modelowanych jako elementy sztywne nie są wyznaczane. Dopiero trzeci etap pozwala je określić.

4. ANALIZA PODSEGMENTU CIAŁA

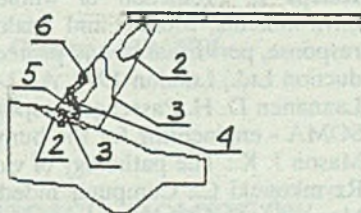
Rys.7 przedstawia przykład modelu typu MES podsegmentu ciała ludzkiego. Jest to fragment poprzednio badanego segmentu nr 3. Składa się on z 320 elementów skończonych (4964 równań) [2]. Zewnętrzne obciążenie modelu pokazanego na rys. 7 przyjęto na podstawie wyników etapu drugiego. Wynikami symulacji komputerowej w tym etapie są rozkłady naprężeń we wszystkich elementach modelu oraz wykrycie obszarów ich koncentracji, czyli miejsc potencjalnych uszkodzeń (rys. 8). Model ten umożliwi również dokładniejszą niż w poprzednim etapie analizę rozkładu naprężeń w elementach odkształcalnych (dyski, ścięgna) ze względu na możliwość bardziej gęstego ich podziału na elementy skończone.

5. PODSUMOWANIE

Przedstawiony sposób modelowania można uogólnić, to znaczy można go zastosować do określania obciążeń działających na wybrane elementy układu mięśniowo-szkieletowego człowieka w dowolnych warunkach pracy (nie tylko w pojeździe). Stosunkowo łatwo można tę metodę połączyć z badaniami doświadczalnymi - na przykład obciążenia zewnętrzne modelu w etapie pierwszym mogą być określone bezpośrednio z pomiarów a nie z symulacji komputerowej. Do wad tej metody należą: konieczność czynienia założeń trudnych do zweryfikowania (np. dotyczących sposobu rozkładu obciążeń na poszczególne elementy skończone, działania układu nerwowego sterującego mięśniami, itp.); brak możliwości pełnej weryfikacji doświadczalnej większości uzyskanych wyników.



Rys.7



2	-	.719	E+01
3	-	.139	E+02
4	-	.207	E+02
5	-	.275	E+02
6	-	.341	E+02

Rys.8

Rys.7. Model typu MES połowy symetrycznego odcinka lędźwiowego kręgosłupa $P=5060N$, $P_Y=397N$ i $P_X=48N$ – obciążenia zewnętrzne działające na odcinek w chwili $t=0.12$ s od rozpoczęcia zderzenia
 Fig.7.FEM model of the half of a symmetric lumbar segment; $P=5060N$, $P_Y=397N$ and $P_X=48N$ - external loads acting on the segment at the 0.12 s from the beginning of the car crash

Rys.8. Rozkład naprężeń zredukowanych (zgodnie z hipotezą Hubera–Miesesa) w kręgu L4: w łuku kręgowym w przekroju A–A (zaznaczono na rys.7). W tabelicy podano wartości naprężeń w MPa odpowiadające kolejnym izoliniom

Fig.8.Reduced (according to Huber-Mises hypothesis) stresses distribution in the L4 vertebra in horizontal plane half way through vertebral arch (cross-section marked A-A in Fig.7). In table there are given stress values in MPa respective to numbers of isolines

LITERATURA

- [1] Bowman B. M., Bennett R. O., Robbins D. H.: MWMA two-dimensional crash victim simulation, version 4, Michigan Univ., Ann Arbor, Highway Safety Research Inst., 1979.
- [2] Dietrich M., Kędzior K., Zagrajek T.: Finite Element Method analysis of human spine segment. In: G. de Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, and G. J. van Ingen Schenau (eds.) Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988, 333-337.
- [3] Dietrich M., Kędzior K., Zagrajek T.: Modelling of muscle action and stability of human spine. In: J.M. Winters and S.L-Y. Woo (eds.), Multiple muscle systems - biomechanics and movement organization, Springer Verlag, New York 1990, Chap.27, 451-460.
- [4] Digges K. H.: Mathematical model of the human thorax when subjected to frontal impact during an automobile crash, Oxford Univ., Dept. of Engineering Science, 1984.

- [5]. Kaleps I.: Prediction of whole body response to impacts forces in flight environments. Models and analogues for the evaluation of human biodynamic response, performance and protection (Conf. Proc.), Technical Editing and Reproduction Ltd., London 1979, A1 1-13.
- [6]. Laananen D. H. Passenger response in transport aircraft accidents - a simulation, SOMA - engineering for the human body, Vol.2, No.1, 1987, 18-25.
- [7]. Mason J. K.: The pathology of violent injury. Edward Arnold Ltd., London, 1978.
- [8]. Rzymkowski C.: Computer aided modelling of pneumohydraulic robots. In: A. Morecki, G. Bianchi and K. Kędzior (eds.), RoManSy 6, Proc. Sixth CISM-IFTOMM Symp. on Theory and Practice of Robots and Manipulators, Hermes Publ., Paris 1987, 148-154.
- [9]. Winter D. A.: Biomechanics of human movement. John Wiley & Sons, New York, 1979.

MODELLING OF HUMAN-OPERATOR MUSCULOSKELETAL SYSTEM

Abstract

The human musculoskeletal system, composed of more than 200 bones and about 440 skeletal muscles, has a few hundred degrees of freedom. Due to such complexity of man as a dynamic object, Finite Element Method would be most suitable for the description. However a full dynamic model of the man-cabin system based on FEM would have dozen or so thousand degrees of freedom, and thus would be too difficult even for correct notation and verification. The way to overcome the difficulty is a three-stage modelling. In the stage one general but simplified (multi-body system type - Fig.1) model of driver-vehicle system is simulated in order to determine those positions of operator in which the largest loads acting upon the body segment occur (Figs 2÷4). Stage two is a consideration of a kineto-static model (FEM type - Fig.5) of the chosen body segment loaded with the external and inertial forces determined in the first stage. One can determine forces and dislocations in main nodes of the segment model and stresses in some segment elements (Fig.6). The third stage includes a more detailed investigation, also with the help of Finite Element Method, of a chosen sub-segment (Fig.7) loaded with forces determined in the second stage. Division of the sub-segment into a larger than in previous stage number of finite elements allows to determine regions of stress concentration and hazards for the human organism due to them (Fig.8). The given above way of modelling is general, i.e. can be applied for the determination of loads applicable to the chosen elements of human musculoskeletal system in any working conditions (not only in a vehicle) and in three-dimensional movement of any number of degrees of freedom.

Fig.2. Free body diagram of the link No.3 (lower part of the human trunk): C.M - mass center, M_{13} , F_{1X} , F_{1Y} - inertial torque and components of inertial force reduced to mass center (F_{1Y} includes the force of gravity also); R_{23X} , R_{23Y} , R_{43X} , R_{43Y} - components of reaction forces from neighbouring links No.2 and No.4, respectively; F_{3X} , F_{3Y} - components of force F_3 with which the lap seat belt acts on the driver; mass of the link 14.2 kg, moment of inertia of the link about transverse axis through the center of mass 0.135 kgm^2 , $AB=0.24 \text{ m}$, $AC=0.16 \text{ m}$, $CD=0.10 \text{ m}$, $A\text{-C.M.}=0.175 \text{ m}$.