

Seria: *Mechanika* z.112

Nr kol. 1182

Adam MORECKI

Zespół Robotyki i Biomechaniki Technicznej

Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki

Stosowanej Politechniki Warszawskiej

ROLA IDENTYFIKACJI W BADANIACH BIOMECHANICZNYCH

Streszczenie. Prowadzenie badań biomechanicznych wymaga prawidłowej identyfikacji obiektu (np. mięsien, kość, kończyna, cały człowiek) lub procesu mechanicznego, elektrycznego, cieplnego, przepływowego, optycznego, biomechanicznego lub ich kombinacji. W referacie omawia się różne przykłady identyfikacji obiektów i procesów biomechanicznych.

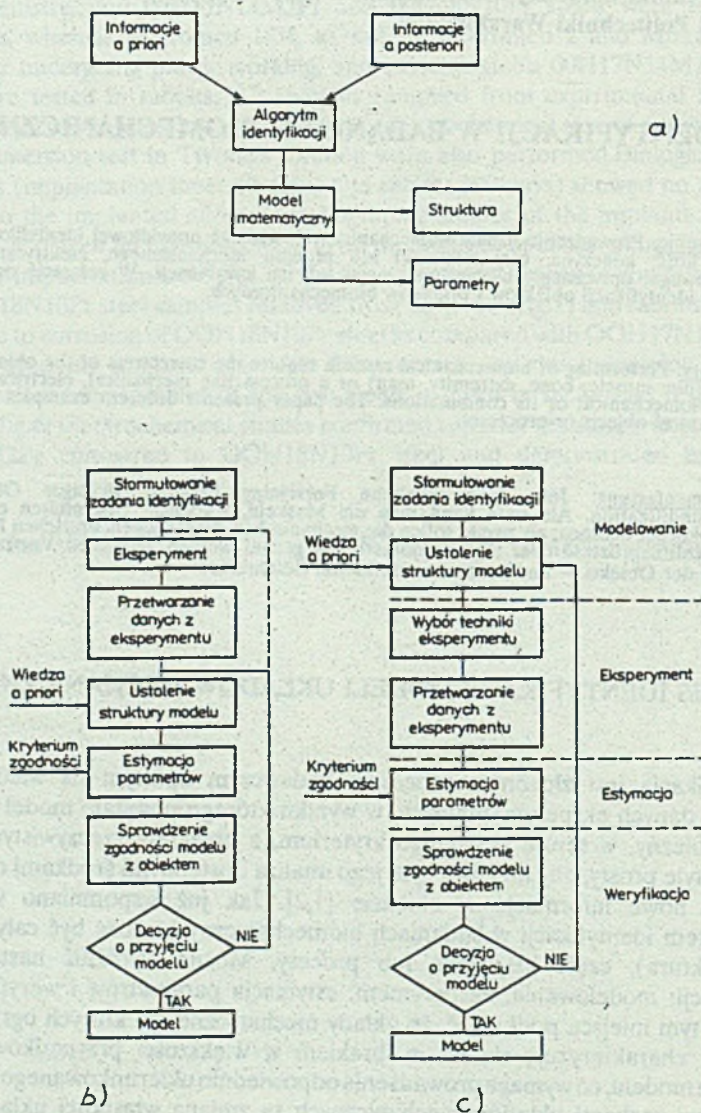
Summary. Performing of biomechanical reseach require the correctness of the object identification (for example: muscle, bone, extremity, man) or a process like mechanical, electrical, thermal, flow, optical, biomechanical or its combinations. The paper presents different examples identification of biomechanical objects or processes.

Zusammenfassung. Jede biomechanische Forschung benötigt richtiger Objekts – oder Prozessindikation. Als erste kann man die Muskeln, Knochen, Extremitäten oder den ganzen Menchenkörper nehmen; als zweite rollen die mechanischen, elektrischen, optischen Prozesse, Wärme und Durchflussprozesse oder ihre Kombinationen genannt werden. In diesen Vortrag werden einige Beispiele der Objekts – und Prozessindikation Beschreiben.

1. PROCES IDENTYFIKACJI MODELI UKŁADÓW MECHANICZNYCH

Identyfikacja jest złożonym procesem badawczym opartym na wiedzy a priori o obiekcie i danych eksperymentalnych, w wyniku którego powstaje model matematyczny obiektu zbieżny, w sensie przyjętego kryterium, z obiektem rzeczywistym, a z drugiej strony na tyle prosty, aby możliwa była jego analiza dostępnymi środkami obliczeniowymi i wносиła nowe informacje w obiekcie [1,2]. Jak już wspomniano w streszczeniu, przedmiotem identyfikacji w badaniach biomechanicznych może być cały człowiek (np. jego struktura), część człowieka lub procesy. Można wyróżnić następujące etapy identyfikacji: modelowanie, eksperyment, estymacja parametrów i weryfikacja modelu. Należy w tym miejscu podkreślić, że układy mechaniczne, do których ograniczymy się w tej pracy, charakteryzują się m. in. brakiem w większości przypadków informacji o strukturze modelu, co wymaga prowadzenia odpowiednio ukierunkowanego eksperymentu. Następnymi cechami układów mechanicznych są zmiana własności układów wywołana zmianą sposobu obciążenia oraz trudności w bezpośrednim pomiarze sygnałów wymuszających ruch. Ogólny tryb postępowania oraz schematy procesu identyfikacji ilustrujące dwa odrębne podejścia do budowy modelu przedstawiono na rys. 1. Różnią się one kolejnością wykonywania etapów modelowania. W schemacie 1b większą wagę

przykłada się do wiedzy a priori o obiekcie, natomiast w schemacie 1c do eksperymentu. Według [1 i 2] wydaje się, że postępowanie podane na rys.1b jest bardziej uniwersalne ze względu na możliwość zautomatyzowania procesu identyfikacji.



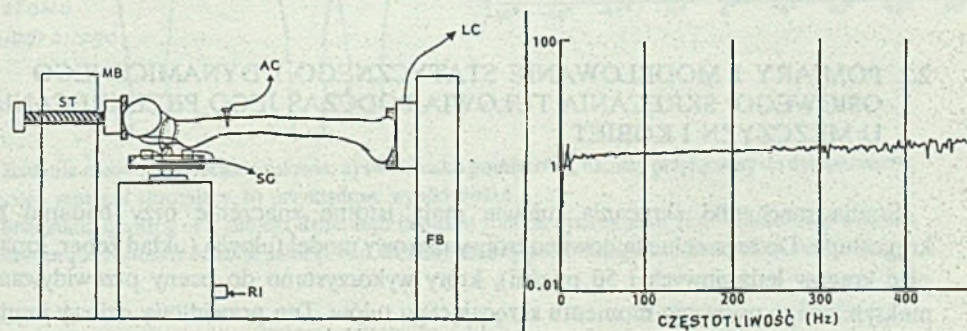
Rys.1. Schematy procesu identyfikacji; a) schematyczne przedstawienie procesu identyfikacji, b) gdy większą rolę przypisuje się wiedzy a posteriori, c) gdy większą rolę przypisuje się wiedzy a priori

Fig.1. Scheme of identification procedure

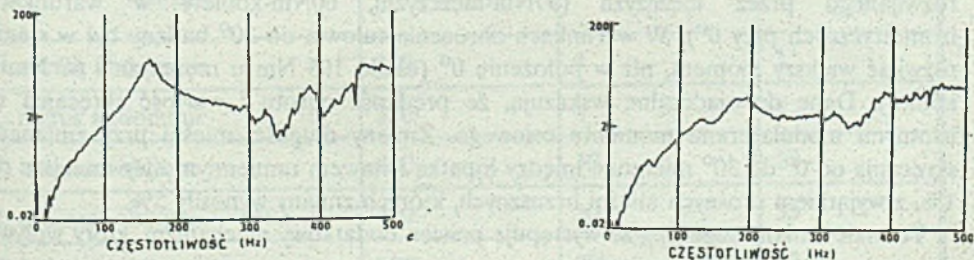
2. PRZYKŁADY IDENTYFIKACJI W BIOMECHANICE

2.1. ODPOWIEŹ KOŚCI UDOWEJ CZŁOWIEKA NA WYMUSZENIE DRGANIAMI MECHANICZNYMI

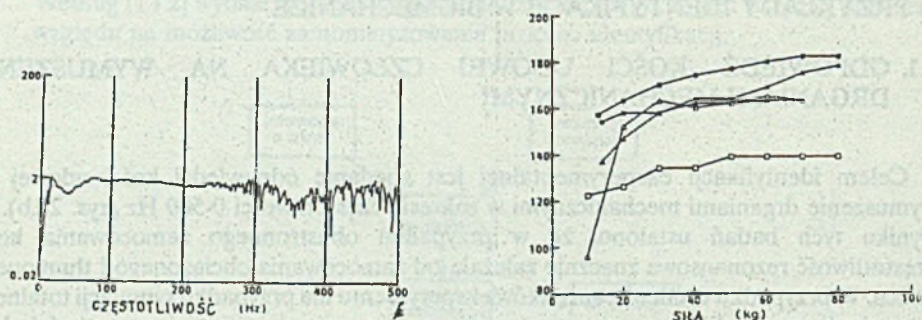
Celem identyfikacji eksperymentalnej jest zbadanie odpowiedzi kości udowej na wymuszenie drganiami mechanicznymi w zakresie częstotliwości 0-500 Hz (rys. 2a,b). W wyniku tych badań ustalono, że w przypadku obustronnego zamocowania kości częstotliwość rezonansowa znacznie zależała od zamocowania obciążonego i tłumionego końca. W przypadku ustalenia warunków eksperymentu dla przypadku symulacji totalnego zastąpienia stawu biodrowego otrzymano, że nie występuje rezonans w kości, lecz zachowuje się ona podobnie jak obiekt masowy (rys. 2c,d). Istotne znaczenie tych obserwacji polega na tym, że w przypadku przyłożenia drgań w celu penetracji spoiwa kości, ruch indukowany w kości będzie proporcjonalny do przyłożonej siły niezależnie od częstotliwości. Ten wniosek jest również użyteczny przy projektowaniu protez. Na rys.2a do 2f pokazano różne wyniki uzyskane podczas badań doświadczalnych [3].



Rys.2a,b. Badanie kości udowej: a) stanowisko pomiarowe, b) wzorcowanie dynamometru - liniowa odpowiedź w funkcji częstotliwości
Fig.2a,b. Obtained results



Rys.2c,d. Badanie kości udowej: c) rezonans przy częstotliwości 162 Hz przy obciążeniu końca siłą 100N, d) tłumiony rezonans przy częstotliwości 192 Hz przy obciążeniu 500N i sile tłumienia 70N
Fig.2c,d. Obtained results



Rys. 2e, f. Badanie kości udowej: e) brak rezonansu dla spreparowanej kości zamontowanej jak w przypadku totalnej zamiany stawu biodrowego, f) zależności między częstotliwością rezonansową i obciążeniową końca dla pięciu kości udowych

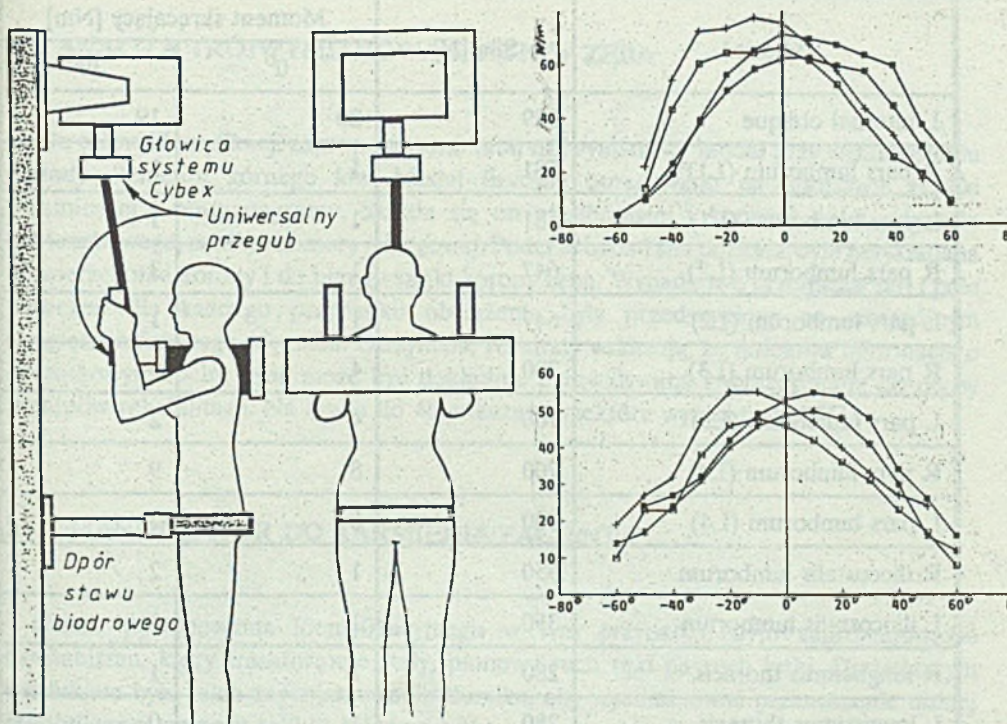
Fig. 2e, f. Obtained results

2.2. POMIARY I MODELOWANIE STATYCZNEGO I DYNAMICZNEGO OSIOWEGO SKRĘCANIA TUŁOWIA PODCZAS JEGO PRZEKRĘCANIA U MĘŻCZYŹN I KOBIET

Studia mechaniki skręcania tułowia mają istotne znaczenie przy badaniu bólu kręgosłupa. Do tego celu zbudowano trójwymiarowy model tułowia (układ żeber, łopatka, pięć kręgów lędźwiowych i 50 mięśni), który wykorzystano do oceny przewidywanego maksymalnego osiowego momentu skręcającego tułów. Ten prawidłowy osiowy moment skręcający porównano ze zmienionym momentem. Badania przeprowadzono na 31 osobach (10 mężczyznach i 21 kobietach) wykonujących maksymalny wysiłek izometrycznego skręcania przy 0° i $\pm 30^\circ$ skręcania łącznie z dynamicznym wysiłkiem przy $30s^{-1}$ i $60s^{-1}$. Okazało się, że kobiety były zdolne do generowania 2/3 wartości momentu rozwijanego przez mężczyzn (97Nm-mężczyźni, 60Nm-kobiety w warunkach izometrycznych przy 0°). W warunkach obrócenia tułowia do 30° badany był w stanie rozwijać większy moment, niż w położeniu 0° (około 105 Nm u mężczyzn i 68 Nm u kobiet). Dane doświadczalne wskazują, że prędkość obrotu i wartość skręcania są istotnymi modyfikatorami momentu osiowego. Zmiany długości mięśni przy zmianach skręcania od 0° do 30° mierzone między łopatką i stawem ramiennym były mniejsze od 1%, z wyjątkiem skośnych mięśni brzusznych, których zmiany wynosiły 5%.

Te małe zmiany sugerują, że występuje pewien dodatkowy mechanizm, który wpływa na generację osiowych momentów.

Na rys. 3 pokazano stanowisko pomiarowe i niektóre wyniki pomiarów, a w tabelicy 1 zestawiono maksymalne wartości sił mięśniowych [4].



Rys.3. Badanie osiowego skręcania tułowia: a) stanowisko pomiarowe; badany przyłączony do dynamometru mierzącego moment skręcający, b) przykładowe wyniki badań

Fig.3. Schematic drawing of a subject fitted into the axial torsion dynamometer (a); Relationship between position-torque histories of male subject and female subjects performing maximum effort axial twist (b)

Tablica 1

Maksymalne wartości sił mięśniowych (w założeniu 35Ncm) i potencjalny osiowy moment względem L4/L5 i przy 0 i 30 skręcania

Mięsień	Siła [N]	Moment skręcający [Nm]	
		0°	30°
R rectus abdominis	350	4	3
L rectus abdominis	350	4	5
R external oblique	400	30	27
L external oblique	400	30	33
R internal oblique	329	20	22

Mięsień	Siła [N]	Moment skręcający [Nm]	
		0°	30°
L internal oblique	329	20	19
R pars lumborum (L1) ^{a)}	581	1	3
L pars lumborum (L1)	581	1	1
R pars lumborum (L2)	647	1	3
L pars lumborum (L2)	647	1	1
R pars lumborum (L3)	700	4	5
L pars lumborum (L3)	700	4	2
R pars lumborum (L4)	700	8	9
L pars lumborum (L4)	700	8	7
R iliocostalis lumborum	350	1	2
L iliocostalis lumborum	350	1	0
R longissimus thoracis	280	1	1
L longissimus thoracis	280	1	0
R quadratus lumborum	175	5	5
L quadratus lumborum	175	5	6
R latissimus dorsi	140	6	6
L latissimus dorsi ^{b)}	140	6	5
R multifidus	196	3	3
L multifidus	196	3	3
R PSOAS	616	10	10
L PSOAS ^{b)}	616	10	10
Total agonist moment		93	115

a) Reprezentuje lumbar laminae iliocostulisa lumborum i longissimus thoracis.

b) Tylko laminae latissimusa dursi i psoas, który przecina L4/L5, został włączony do obliczeń.

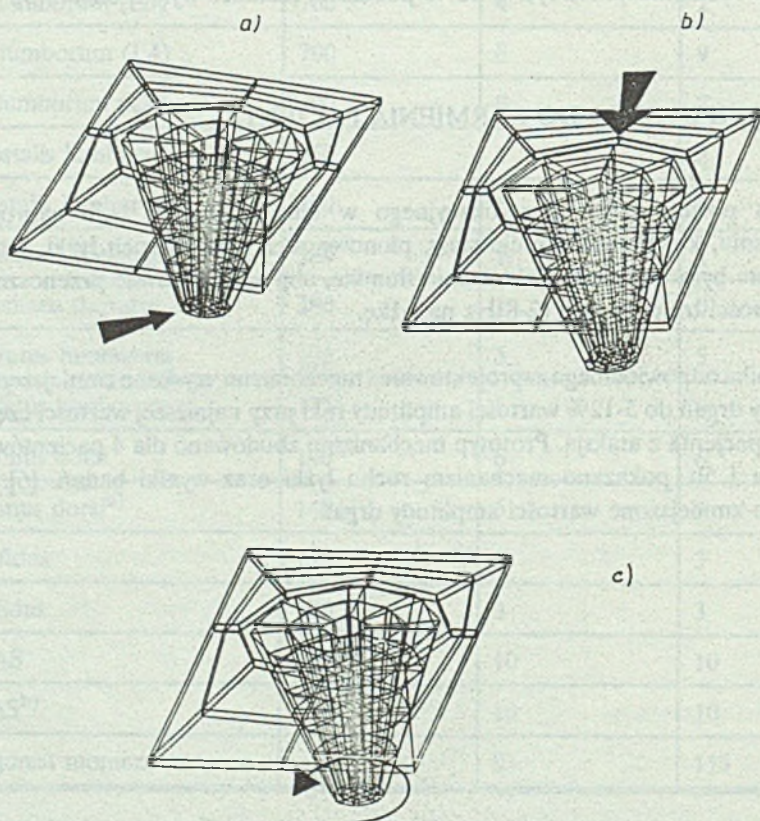
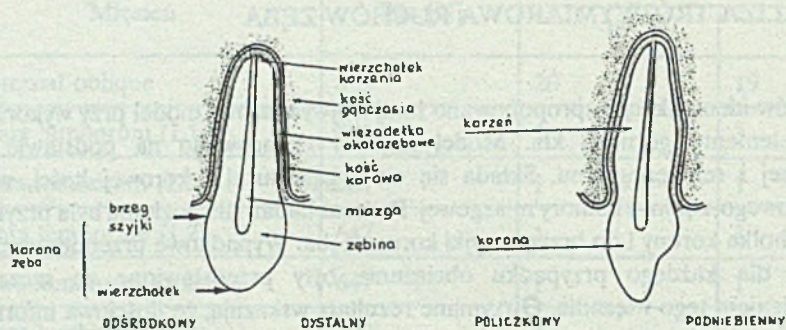
2.3. ANALIZA TRÓJWYMIAROWA RUCHÓW ZĘBA

Do celów identyfikacji zaproponowano tutaj trójwymiarowy model przy wykorzystaniu metody elementu górnego kła. Model fizyczny opracowano na podstawie repliki ceramicznej i rentgenogramu. Składa się on z gąbczastej i korowej kości, więzadła okolicyzębowego, zębiny i komory miazgowej. Podczas badań siła pozioma była przykładana do wierzchołka korony i do brzegu szyjki korony zęba. Wypadkowe przemieszczenia i pole naprężeń dla każdego przypadku obciążenia były przedstawione ze szczególnym uwzględnieniem tego więzadła. Otrzymane rezultaty wskazują, że ilościowa informacja o początkowym ruchu zęba może być dokładnie przewidywana i wykorzystana do oceny postępu rehabilitacji. Na rys.4a do 4c pokazano niektóre wyniki badań [5].

2.4. MANIPULATOR DO KARMIENTA PACJENTA

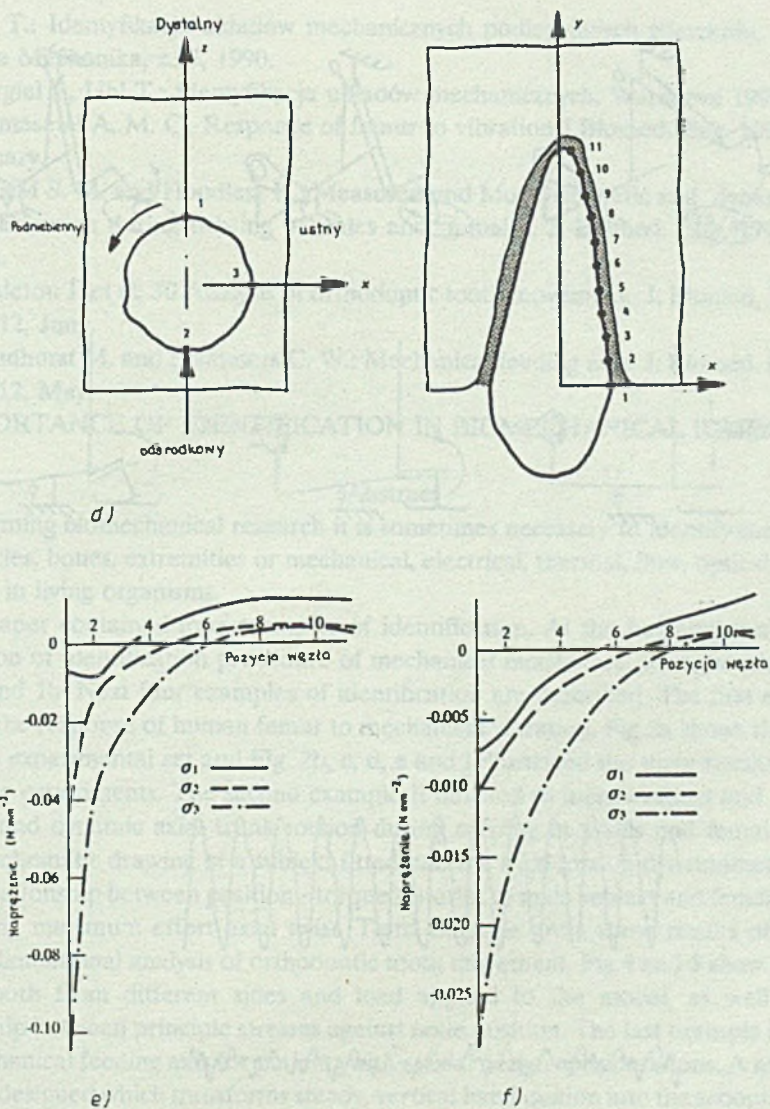
Celem postępowania identyfikacyjnego w tym przypadku było zaprojektowanie mechanizmu, który transformuje stały, pionowy ruch ręki na ruch łyżki. Dodatkowym warunkiem było także zaprojektowanie tłumika, aby wyeliminować przenoszenie niskiej częstotliwości tremoru ręki (2-8)Hz na łyżkę.

W wyniku odpowiedniego zaprojektowania mechanizmu uzyskano zmniejszenie wartości amplitudy drgań do 5-12% wartości amplitudy ręki przy najniższej wartości częstotliwości tremoru pacjenta z ataksją. Prototyp mechanizmu zbudowano dla 4 pacjentów z ataksją. Na rys.5a i 5b. pokazano mechanizm ruchu łyżki oraz wyniki badań. [6]. Na rys.5c pokazano zmniejszone wartości amplitudy drgań.



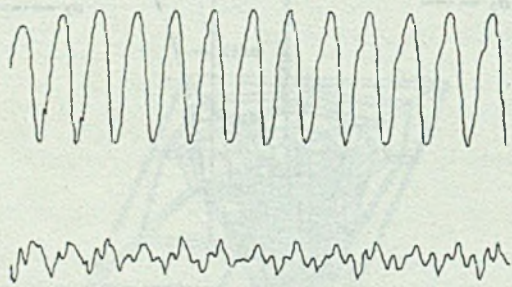
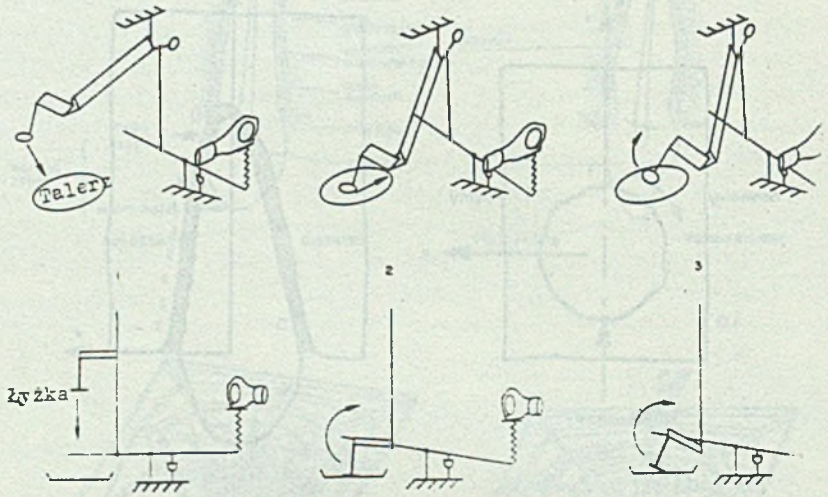
Rys.4. Trójwymiarowa analiza ruchu zęba: a) boczny widok górnego kła; pozycja przy obciążeniu brzegu szyjki, b) widok kła w położeniu dystalnym, c) różne rodzaje przyłożonych obciążeń

Fig.4. Three dimensional analysis of tooth motion



Rys.4. Trójwymiarowa analiza ruchu zęba: d) schemat przyjęty do analizy metodą elementu skończonego, e) naprężenia w więźdle w położeniu 1 (rys.4d) przy obciążeniu przyłożonym do korony zęba, f) naprężenia w więźdle w położeniu 1 (rys.4d) przy obciążeniu przyłożonym do brzegu szyjki zęba.

Fig.4. Three dimensional analysis of tooth motion



Rys.5. Mechanizm ruchu łyżki: a) fazy ruchu łyżki, b) odpowiedź w dziedzinie częstotliwości mechanizmu przy częstotliwości 5Hz, c) zmniejszenie wartości amplitudy drgań
 Fig.5. Mechanism of spoon motion

LITERATURA

- [1] Uhl T.: Identyfikacja układów mechanicznych podlegających zderzeniu, ZN AGH Seria Mechanika, z.25, 1990.
- [2] Giergiel J., Uhl T.: Identyfikacja układów mechanicznych, Warszawa 1990, PWN.
- [3] Thomasetal A. M. C., Responce of femur to vibration J.Biomed. Eng. 1991, Vol.13, January.
- [4] McGiM S. M. and Hoodless K.: Measured and Modelled static and dynamical axial trunk torsion during twisting in males and females, J. Biomed. Eng. 1990, Vol.12, Sept.
- [5] Middeton J. et al: 3D Analysis of orthodontic tooth movement, J. Biomed, Eng. 1990, Vol.12, Juny.
- [6] Broudhurst M. and Stammers C. W.: Mechanical feeding aids. J. Biomed. Eng. 1990, Vol.12, May.

IMPORTANCE OF IDENTIFICATION IN BIOMECHANICAL RESEARCH

Abstract

Performing biomechanical research it is sometimes necessary to identify some objects like muscles, bones, extremities or mechanical, electrical, thermal, flow, optical processes going on in living organisms.

The paper contained four examples of identification. At the beginning some general description of identification procedure of mechanical models are given, which illustrates Fig. 1a and 1b. Next four examples of identification are described. The first example is concern the response of human femur to mechanical vibration. Fig 2a shows the isolated femur on experimental set and Fig. 2b, c, d, e and f illustrated the main results obtained during the experiments. The second example is devoted to measurement and modelling of static and dynamic axial trunk torsion during twisting in males and females. Fig 3a shows a schematic drawing of a subiekt fitted into the axial torsion dynamometr and Fig. 3b the relationship between position-torque histories of male subiekt and female subiekt performing maximum effort axial twist. Third example gives some results obtained of three - dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Fig.4 and 5 show the upper canine tooth from different sides and load applied to the model, as well as some relationship between principle stresses against node position. The last example is concern with mechanical feeding aids for patients with ataxia: design considerations. A mechanism has been designed which transforms steady, vertical hand motion into the scooping motion of a spoon. Fig.6a shows the reciprocating mechanism: spoon motion and Fig. 6b,c the frequency response of reciprocating mechanism at 5 Hz.

Recenzent: Prof. Józef Wojnarowski

Wpłynęło do redakcji w styczniu 1992