

## BADANIA MODELOWE JAKO NARZĘDZIE IDENTYFIKACJI SIŁ MIĘŚNI ŻWACZOWYCH

Józef WOJNAROWSKI\*, Jerzy MARGIELEWICZ\*\*, Wiesław CHLADEK\*\*\*

\*Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,  
ul. Konarskiego 18a, 40-100 Gliwice

\*\*Katedra Logistyki i Transportu Przemysłowego, Wydział Transportu, Politechnika Śląska,  
ul. Krasickiego 8, 40-019 Katowice

\*\*\*Katedra Technologii Materiałów, Wydział Inżynierii Materiałowej i Metalurgii, Politechnika Śląska  
ul. Krasickiego 8, 40-019 Katowice

[jozef.wojnarowski@polsl.pl](mailto:jozef.wojnarowski@polsl.pl), [jerzy.margielewicz@polsl.pl](mailto:jerzy.margielewicz@polsl.pl), [wieslaw.chladek@polsl.pl](mailto:wieslaw.chladek@polsl.pl)

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono metodykę identyfikacji sił mięśni żwaczowych narządu żucia. W zaproponowanym podejściu przeprowadzono ocenę sił mięśniowych narządu żucia, z uwzględnieniem oddziaływania układu nerwowego. Taki sposób prowadzenia badań modelowych jest alternatywnym ujęciem problemu równowagi biostatycznej narządu żucia, w stosunku do dotychczas stosowanych metod obliczeniowych. Dodatkowo podczas przeprowadzonych obliczeń numerycznych uwzględniono ograniczenia, związane z maksymalną wydolnością poszczególnych mięśni żwaczowych. Wyniki obliczeń numerycznych przedstawiono w postaci przebiegów czasowych sił mięśni narządu żucia oraz charakterystyki odwzorowującej wpływ przyłożenia zewnętrznego obciążenia do łuku żębowego zuchwy.

### 1. WPROWADZENIE

Jedną z najczęściej stosowanych metod identyfikacji sił mięśni żwaczowych, jest rozwiązanie zagadnienia statycznej równowagi układu sił. Taki sposób podejścia do równowagi biostatycznej narządu żucia (układu stomatognatycznego), umożliwia wyznaczenie reakcji w stawach skroniowo-żuchwowych oraz wartości sił generowanych przez mięśnie, odpowiedzialne za realizację czynności fizjologicznych przez zuchwę. Formułując model numeryczny, w pierwszej kolejności należy zdefiniować siły bierne oraz czynne oddziałujące na zuchwę. Najczęściej jako siły bierne traktuje się reakcje w stawach skroniowo-żuchwowych oraz siły zewnętrzne (siły okluzyjne) przyłożone do łuku żębowego, siły czynne odwzorowują natomiast aktywność mięśni. Ocena związków przyczynowo-skutkowych, zachodzących pomiędzy siłą okluzyjną a siłami mięśniowymi, należy do zagadnień trudnych z punktu widzenia biomechaniki układu stomatognatycznego. Trudności te spowodowane są tym, że mięśnie narządu żucia tworzą układ statycznie niewyznaczalny, który jest w stanie wygenerować różne kombinacje sił zapewniających równowagę biostatyczną zuchwy.

Z teoretycznego punktu widzenia, można wyróżnić dwie klasy metod oceny sił mięśniowych układu stomatognatycznego. Pierwszą stanowią metody, w których wektory sił mięśniowych zastępuje się jedną siłą wypadkową (Margielewicz i inni, 2007; Weijs, 1989). Drugą natomiast reprezentują metody, których podstawą jest bezpośrednia identyfikacja sił w mięśniach. Do grupy tej zaliczane są metody wykorzystujące np.: kryteria optymalizacyjne (Osborn i inni, 1985; Trainor i inni, 1995), formalizm metody ele-

mentów skończonych (Chladek, 2000; Ichim i inni, 2007; Iwaszki i inni, 2003), sztywnych elementów skończonych (SES) oraz inne specjalistyczne oprogramowanie inżynierskie takie jak np.: Adams czy I-Deas (Korioth i inni, 1994; Peck i inni, 2007; Sellers i inni, 2004).

Pomimo niewątpliwych zalet wymienionych metod, cechują się one również określonymi wadami. Jedną z nich jest nieuwzględnianie podczas obliczeń numerycznych oddziaływania układu nerwowego. W miejscu tym należy zaznaczyć, że pomimo wielu prób, nie opracowano jak dotychczas jednoznacznej metodyki umożliwiającej weryfikację wyników badań modelowych, ponieważ jak dotychczas nie opracowano technologii pozwalającej na przeprowadzenie bezinwazyjnych pomiarów sił mięśni narządu żucia w warunkach klinicznych i laboratoryjnych. Z tego też względu w niniejszej pracy podjęto próbę matematycznego opisu działania mięśni, z uwzględnieniem wpływu oddziaływania układu nerwowego.

Zdaniem autorów identyfikacja sił mięśniowych, bez uwzględnienia wpływu układu nerwowego na mięśnie, nie odzwierciedla w pełni wpływu ich na sposób funkcjonowania narządu żucia.

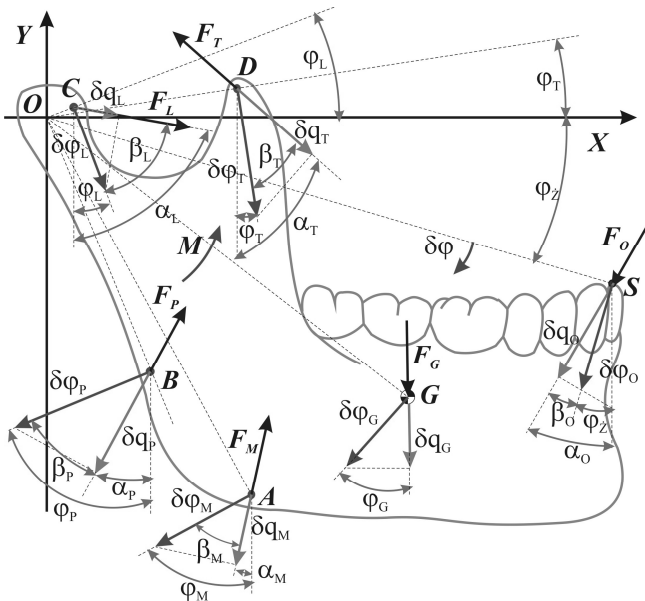
### 2. SFORMUŁOWANIE MODELU NUMERYCZNEGO

Model matematyczny układu stomatognatycznego, wprowadzono dla przypadku, gdy obciążenie zewnętrzne przyłożone jest symetrycznie do łuku żębowego. Mając na uwadze taki sposób obciążenia zuchwy można wówczas przestrzenny model narządu żucia, zredukować do płaskiego układu sił, którego schemat przedstawiono na Rys.1.

Brak precyzyjnych danych umożliwiających liczbowe zdefiniowanie lokalizacji przyczepów mięśni do zuchwy sprawia, że dużą popularnością w badaniach modelowych cieszą się rozwiązania uproszczone.

Zaletą rozwiązań uproszczonych jest możliwość zredukowania powierzchni przyczepów do punktów, co w konsekwencji powoduje uśrednienie kierunków działania wektorów sił mięśniowych. Niemniej jednak taka idealizacja narządu żucia jest dopuszczalna, ponieważ wyniki badań klinicznych przeprowadzone dla różnych typów twarzy: długich i krótkich, wykazały stosunkowo dobrą zbieżność linii działania sił mięśni narządu żucia. Najczęstszym sposobem podparcia modelu zuchwy, w miejscu występowania stawów skroniowo-zuchwowych jest zastosowanie stałych podpór przegubowych (punkt  $O$ , Rys. 1). Takie podparcie jest szczególnie wygodne i daje dobre efekty jeżeli analizuje się równowagę biostatyczną zuchwy obciążonej symetrycznie tzw. zwarcie centryczne (Chladek, 2000).

Mając powyższy fakt na względzie, podporę przegubową w przyjętym do badań modelowych układzie zlokalizowano w okolicy środka głowy wyrostka kłykciowego, z podporą tą związano nieruchomy układ współrzędnych, względem którego wyprowadzono zależności konieczne do przeprowadzenia symulacji komputerowych.



Rys. 1. Schemat ideowy narządu żucia

Na podstawie schematu ideowego (Rys. 1) wyprowadzono związki analityczne, zachodzące pomiędzy wektorami sił a przemieszczeniami przyczepów mięśni zuchwy. Związki te wyprowadzono zgodnie z formalizmem zasady prac przygotowanych:

$$-M \cdot \delta\varphi - F_M \cdot \delta q_M - F_P \cdot \delta q_P - F_T \cdot \delta q_T + F_L \cdot \delta q_L + F_O \cdot \delta q_O + F_G \cdot \delta q_G = 0. \quad (1)$$

W równaniu (1) poszczególne symbole oznaczają odpowiednio:  $M$  – moment bezwładności zuchwy,  $\delta q_i$  – przemieszczenia przygotowane  $F_O$  – obciążenie zewnętrzne,  $F_G$  – siła ciężkości zuchwy,  $F_M$  – siła w mięśniu żwaczu,  $F_P$  – siła w mięśniu skrzydłowo-przyśrodkowym,  $F_T$  – siła

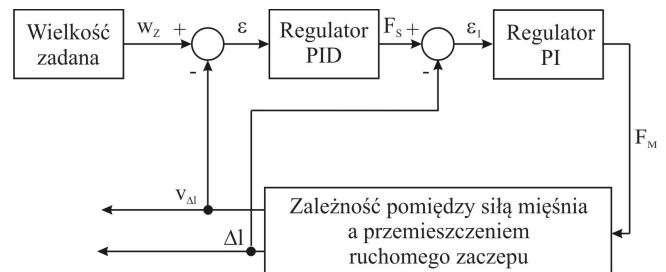
w mięśniu skroniowym,  $F_L$  – siła w mięśniu skrzydłowo-bocznym. Zależności analityczne charakteryzujące przemieszczenia przygotowane przyjmują wówczas postać:

$$\begin{aligned} \delta q_O &= \overline{OS} \cdot \cos(\alpha_O - \varphi_Z) \cdot \delta\varphi, & \delta q_G &= \overline{OG} \cdot \cos(\varphi_G) \cdot \delta\varphi, \\ \delta q_M &= \overline{OA} \cdot \cos(\varphi_M - \alpha_M) \cdot \delta\varphi, & \delta q_L &= \overline{OC} \cdot \cos(\alpha_L - \varphi_L) \cdot \delta\varphi, \\ \delta q_P &= \overline{OB} \cdot \cos(\varphi_P - \alpha_P) \cdot \delta\varphi, & \delta q_T &= \overline{OD} \cdot \cos(\alpha_T - \varphi_T) \cdot \delta\varphi. \end{aligned} \quad (2)$$

Podstawiając (2) do (1) otrzymuje się równanie, opisujące relację pomiędzy mięśniami, zuchwą a zewnętrznym obciążeniem. Oddziaływanie układu nerwowego na mięśnie narządu żucia odwzorowano natomiast przy użyciu metod stosowanych w teorii sterowania. Podstawą identyfikacji sił mięśniowych w takim ujęciu, jest wykorzystanie właściwości ujemnego sprzężenia zwrotnego.

Ujemne sprzężenie zwrotne, zapewnia porównanie wielkości regulowanej zadaną, w wyniku czego otrzymuje się sygnał błędny, który następnie przekazywany jest na wejście regulatora funkcjonującego jako układu nerwowego. Zadaniem regulatora jest takie oddziaływanie na mięśnie, by wielkości regulowane zostały skorygowane i ustalone na poziomie wartości zadanej.

Z punktu widzenia teorii sterowania, rozróżnia się sterowanie stałowartościowe oraz zmiennowartościowe. Sterowanie stałowartościowe mięśni narządu żucia, sprowadza się do zapewnienia stałej długości mięśni żwaczowych, niezależnie od wartości obciążenia przyłożonego do łuku zębowego zuchwy. W przypadku sterowania zmiennowartościowego, mięśnie żwaczowe ulegają wydłużeniu lub skróceniu, generując w tym samym czasie siły zapewniające realizację czynności fizjologicznych przez zuchwę. Na rysunku 2 przedstawiono ogólny schemat identyfikacji siły generowanej przez mięsień.



Rys. 2. Ogólny schemat blokowy identyfikacji siły w mięśni

Zastosowanie dodatkowej prędkościowej pętli sprzężenia zwrotnego spowodowane było tym, że wstępnie przeprowadzone symulacje komputerowe, w których uwzględniono jedynie pojedynczą pętlę sprzężenia zwrotnego, nie dostarczyły satysfakcjonujących wyników. Brak zakładanych wyników związany był przede wszystkim ze zbyt dużym przemieszczeniem kątowym zuchwy.

Formułując model obliczeniowy w pierwszej kolejności należy postawić sobie pytanie, które zmienne są wielkościami regulowanymi, a które sterującymi? Z teoretycznego punktu widzenia proces sterowania można opisać przy użyciu jednej lub wielu zmiennych. Ponadto jeżeli celem badań modelowych jest identyfikacja sił mięśni narządu żucia, należy ustalić liczbę pętli sprzężenia zwrotnego.

W ogólnym ujęciu liczba pętli sprzężenia zwrotnego jest wielokrotnością liczby mięśni uwzględnionych w symulacji

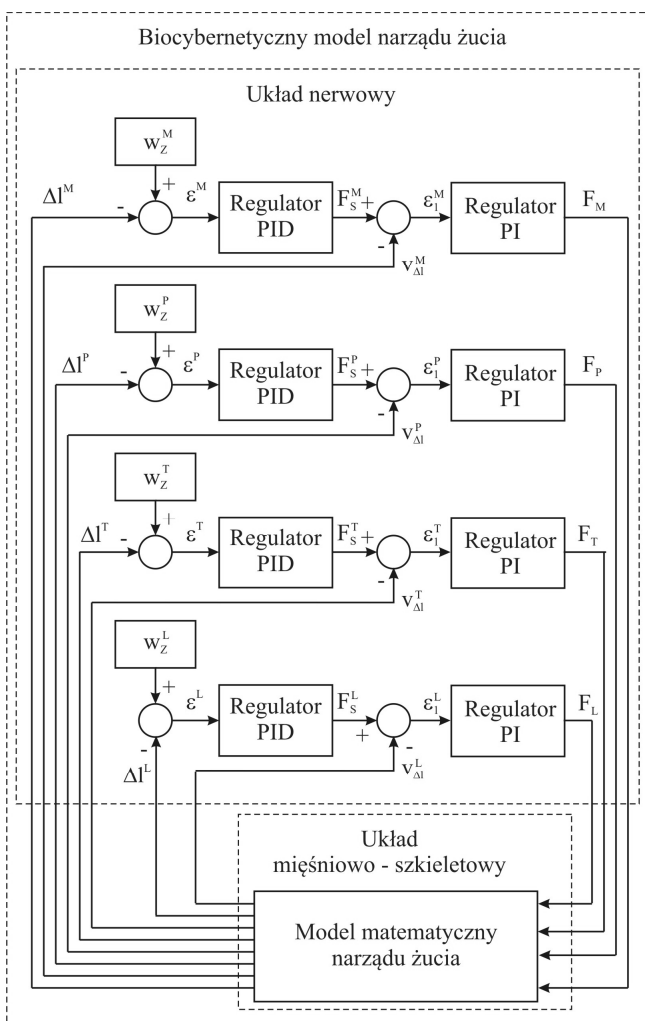
komputerowej. W niniejszej pracy jako wielkości regulowane przyjęto zmiany długości mięśni, natomiast wielkościami sterującymi są siły generowane przez mięśniowe. Mając powyższe założenia modelowe na uwadze, zdefiniowano kryteria sterowania, które przyjmują postać:

$$\int_0^{\infty} \varepsilon(t) dt = 0 \Rightarrow \int_0^{\infty} (w_z - \Delta l) dt = 0, \quad (3)$$

gdzie:  $\varepsilon(t)$  - błąd regulacji,  $w_z$  - wielkość zadana skurczu lub rozkurczu,  $\Delta l$  - przyrost długości mięśnia.

Kryterium (3) „mówi”, że podczas obciążania łuku zębowego siłą zewnętrzną, długość mięśnia nie może ulec zmianie, niezależnie od wartości wywieranego obciążenia na żuchwę.

W dalszym ciągu pracy zamieszczono schemat blokowy (Rys. 3), który jest podstawą identyfikacji sił mięśniowych narządu żucia. Indeksy górne określają pętle sprzężeń zwrotnych, w których obliczane są odpowiednie siły mięśniowe, i tak poszczególne symbole odpowiadają mięśniom: M - żwacz, P - skrzydłowo-przyśrodkowy, T - skroniowy, L - skrzydłowo-boczny.



**Rys. 3.** Schemat blokowy identyfikacji sił mięśni żwaczowych, uwzględniający oddziaływanie układu nerwowego

Prawa sterowania wyprowadzone na podstawie schematu blokowego (Rys. 3) dane są zależnościami:

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon^L(t) = w_z^L(t) - \Delta l^L(t) \\ F_s^L(t) = K_1^L \cdot \varepsilon^L(t) + T_{1l}^L \int \varepsilon^L(t) dt + T_D^L \frac{d\varepsilon^L(t)}{dt} \\ \varepsilon_1^L(t) = F_s^L(t) - v_{\Delta l}^L(t) \\ F_L(t) = K_2^L \cdot \varepsilon_1^L(t) + T_{2l}^L \int \varepsilon_1^L(t) dt \\ \varepsilon^L(t) = w_z^L(t) - \Delta l^L(t) \\ F_s^T(t) = K_1^T \cdot \varepsilon^T(t) + T_{1l}^T \int \varepsilon^T(t) dt + T_D^T \frac{d\varepsilon^T(t)}{dt} \\ \varepsilon_1^T(t) = F_s^T(t) - v_{\Delta l}^T(t) \\ F_T(t) = K_2^T \cdot \varepsilon_1^T(t) + T_{2l}^T \int \varepsilon_1^T(t) dt \\ \varepsilon^P(t) = w_z^P(t) - \Delta l^P(t) \\ F_s^P(t) = K_1^P \cdot \varepsilon^P(t) + T_{1l}^P \int \varepsilon^P(t) dt + T_D^P \frac{d\varepsilon^P(t)}{dt} \\ \varepsilon_1^P(t) = F_s^P(t) - v_{\Delta l}^P(t) \\ F_P(t) = K_2^P \cdot \varepsilon_1^P(t) + T_{2l}^P \int \varepsilon_1^P(t) dt \\ \varepsilon^M(t) = w_z^M(t) - \Delta l^M(t) \\ F_s^M(t) = K_1^M \cdot \varepsilon^M(t) + T_{1l}^M \int \varepsilon^M(t) dt + T_D^M \frac{d\varepsilon^M(t)}{dt} \\ \varepsilon_1^M(t) = F_s^M(t) - v_{\Delta l}^M(t) \\ F_M(t) = K_2^M \cdot \varepsilon_1^M(t) + T_{2l}^M \int \varepsilon_1^M(t) dt \end{array} \right. \quad (4)$$

gdzie:  $\varepsilon^i(t)$  - błędy regulacji,  $w_z^i(t)$  - wielkości zadane,  $\Delta l^i$  - wielkości sterowane,  $\varepsilon_1^i(t)$  - błędy regulacji w prędkościowych pętlach sprzężenia zwrotnego,  $K_j^i(t)$  - wzmacnienia regulatorów,  $T_D^i$ ,  $T_{1l}^i$ ,  $T_{2l}^i$  - stałe czasowe regulatorów,  $F_i$  - siły mięśni.

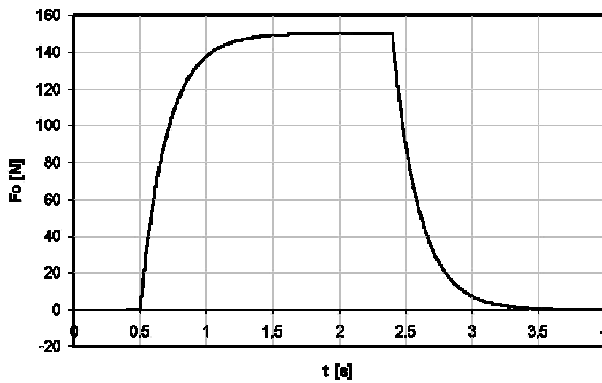
Schemat blokowy (Rys. 3) oraz zależności analityczne są podstawą do przeprowadzenia badań modelowych, w których uwzględniono wpływ układu nerwowego na wielkości sił generowanych przez mięśnie narządu żucia.

### 3. BADANIA MODELOWE

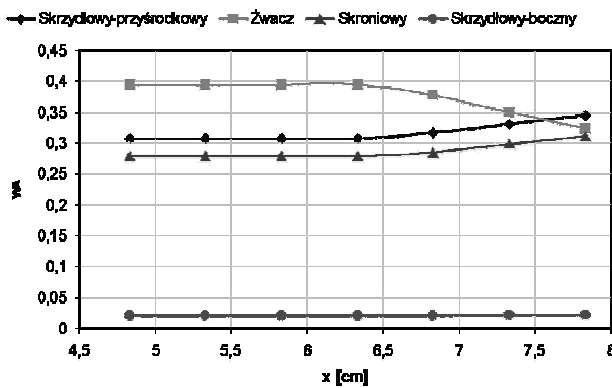
W przeprowadzonych badaniach modelowych mających na celu identyfikację sił mięśni żwaczowych, zastosowano regulatory o działaniu ciągłym typu PID oraz PI. Dodatkowo formułując model obliczeniowy, przyjęto następujące założenia modelowe:

- Identyfikację sił mięśniowych, badano w tzw. zwarciu centrycznym.
- Głowa wyrostka kłykciowego żuchwy, przyjmuje stabilne położenie w stawie skroniowo-żuchwowym.
- Regulatory odwzorowujące oddziaływanie układu nerwowego, funkcjonują na zasadzie regulacji stałowartościowej.
- Założono ograniczenia związane z maksymalną wydolnością poszczególnych mięśni żwaczowych.
- Łuk zębowy żuchwy obciążono siłą zewnętrzną, której przykładowy profil przedstawiono na Rys. 4.

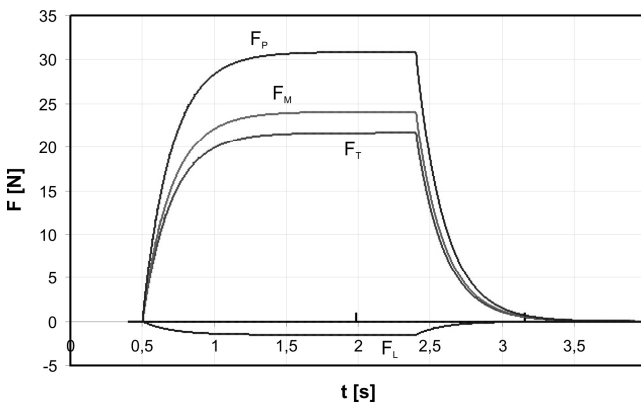
Wyniki obliczeń numerycznych przedstawiono w postaci wykresów czasowych reprezentujących charakter zmiany wartości wektorów siły mięśniowej (Rys. 6 i 7).



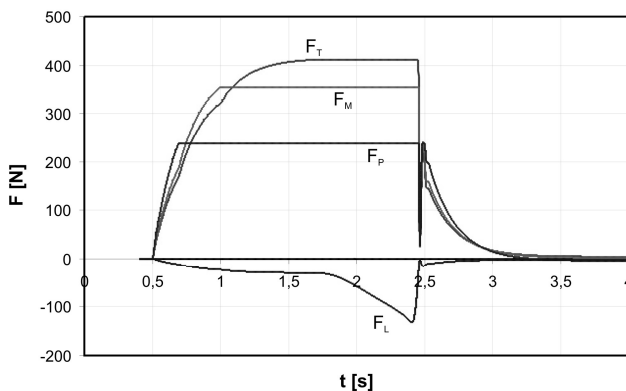
Rys. 4. Graficzne zobrazowanie kształtu krzywej, modelującej zmianę obciążenia przyłożonej do łuku zębowego żuchwy



Rys. 5. Współczynniki aktywności mięśni żwaczowych



Rys. 6. Przebiegi czasowe sił mięśni żwaczowych podczas obciążenia żuchwy siłą  $F_0$  równą 30[N]



Rys. 7. Przebiegi czasowe sił mięśni żwaczowych podczas obciążenia żuchwy siłą  $F_0$  równą 367[N]

Ujemne wartości sił generowanych przez mięśnie skrzydłowo-boczne ( $F_L$ ), wynikają z przyjętego w modelu zwrotu wektora siły mięśniowej. Ze względu na ograniczenia objętościowe artykułu, autorzy nie zamieszczają przebiegów czasowych: błędów regulacji oraz przemieszczenia kąтового żuchwy. Przy maksymalnym obciążeniu łuku zębowego siłą zewnętrzną (Rys. 7), przemieszczenie kątowe żuchwy nie przekroczyło wartości  $1^\circ$ , natomiast błędy regulacji określające zmianę długości mięśnia był mniejsze od 1mm.

#### 4. WNIOSKI

Przedstawiona w prac metoda jest alternatywnym podejściem do tak postawionego zagadnienia badawczego, w stosunku do metod opublikowanych. Autorzy pracy podczas przeprowadzania przeglądu literaturowego nie spotkali się z problematyką identyfikacji sił mięśni żwaczowych, w których uwzględniane było oddziaływanie układu nerwowego. Zaproponowana metodyka identyfikacji sił mięśniowych, traktuje mięsie jako „czarne skrzynki”, których podstawowym zadaniem jest realizacja założonego prawa sterowania. W przeprowadzonych badaniach modelowych, założono kryterium stałowartościowej regulacji. Niemniej jednak w miejscu tym należy wyraźnie zaznaczyć, że możliwe jest przyjęcie prawa sterowania odwzorowującego zmiennowartościową regulację. Przyjmując w takiej postaci prawo sterowania, możliwe jest identyfikowanie sił mięśniowych narządu żucia podczas realizacji np.: aktu żucia. Na podstawie przeprowadzonych symulacji komputerowych można sformułować następujące wnioski:

- Podczas identyfikowania sił mięśni narządu żucia, nie jest wymagana znajomość modeli matematycznych mięśni, jak również definiowanie stopnia ich aktywności.
- Uwzględnienie ograniczeń wynikających z maksymalnej siły generowanej przez poszczególne mięśnie żwaczowe, możliwe jest określenie aktywności mięśni.
- Wraz z przemieszczaniem się obciążenia zewnętrznego w stronę zębów trzonowych, aktywność żwacza maleje, nie obserwuje się natomiast istotnej zmiany aktywności mięśnia skrzydłowo-bocznego. (Rys. 5)
- W początkowym etapie obciążania, największą aktywność wykazują mięśnie: skrzydłowo-przyśrodkowe ( $F_P$ ), żwacz ( $F_M$ ), skroniowe ( $F_T$ ) oraz skrzydłowo-boczne ( $F_L$ ) (Rys. 6).
- Można sądzić, że aktywność poszczególnych mięśni jest wynikiem ich przestrzennej orientacji, która w ujęciu matematycznym zdeterminowana jest przez przemieszczenia przygotowane.
- Na podstawie zamieszczonych wyników badań modelowych można stwierdzić, że mięśnie skrzydłowo-boczne stabilizują żuchwę. Ich aktywność wzrasta w momencie osiągnięcia maksymalnych sił przez mięśnie: skrzydłowo-przyśrodkowe, żwacz oraz skroniowe (Rys. 7).

Celowym jest prowadzenie w dalszym ciągu badań modelowych, dotyczących identyfikacji sił mięśni żwaczowych w ujęciu biocybernetycznym. W przyszłych badaniach zaproponowaną w pracy metodykę, należy zastosować do przestrzennego modelu narządu żucia.

## LITERATURA

1. **Chladek W.** (2000), System modelowania wybranych stanów mechanicznych żuchwy ludzkie, *Zeszyty Nauk. Pol. Śl.*, Ser. Hutnictwo, Nr 59, Gliwice.
2. **Ichim I., Kieser J.A., Swain M.V.** (2007), Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: Numerical predictions, *Archives of Oral Biology*, 52, 465–473.
3. **Iwasaki L.R., Baird B. W., McCall W.D. Jr, Nickel J.C.** (2003), Muscle and temporomandibular joint forces associated with chincup loading predicted by numerical modeling, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 124, No. 5, 530-539.
4. **Korioth T., Hannam A.** (1994), Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching, *J. Dent. Res.*, 73(1), 56-66.
5. **Margielewicz J., Chladek W.** (2007), Zasada prac przygotowanych w identyfikacji sił mięśni żwaczowych, *III Sympozjum nt.: Eksperyment i metody poznawcze w stomatologii, Nowoczesny Technik Dentystyczny*, Wydanie specjalne, 103-109.
6. **Osborn J., Baragar F.** (1985), Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces, *Journal Biomechanics*, Vol 18 No 8, 599-612.
7. **Peck C. C., Hannam A.G.** (2007) Human jaw and muscle modeling, *Archives of Oral Biology*, 52, 300–304
8. **Sellers W. I., Crompton R. H.** (2004) Using sensitivity analysis to validate the predictions of a biomechanical model of bite forces, *Annals of Anatomy*, No 186, 89-95
9. **Trainor P., McLachlan K., McCall W.**(1995), Modeling of forces in the human masticatory system with optimization of the angulations of the joint loads, *Journal Biomechanics*, Vol 28 No 7, 829-843.
10. **Weijs W. A.** (1989), The functional significance of morphological variation of the human mandible and masticatory muscle, *Acta Morphol Neerl Scand*, 27(1-2), 149-162.

## MODELLING STUDYING AS THE TOOL OF THE IDENTIFICATION FORCES OF MANDIBULAR SYSTEMS MUSCLES

**Abstract:** The paper presents a methodology to identify the forces of masticatory muscles. The proposed approach was evaluated masticatory muscle forces, including the impact of the nervous system. This method of research is an alternative model of the problem of balance of masticatory biostatic, with respect to existing methods of calculations. In addition, in carrying out numerical calculations take into account constraints related to the maximum capacity of the individual muscles. The results of numerical calculations are presented in the form of time histories of forces of masticatory muscles and the characteristics of mapping decisions and brokering the impact of application of external load to the arch of the mandible.

Pracę wykonano w ramach projektu badawczego N N518 384237 finansowanego ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego