

## IDENTYFIKACJA ORAZ ANALIZA WPLYWU SIŁ MIĘŚNIOWYCH NA ODDZIAŁYWANIA W KRĘGOSŁUPIE SZYJNYM CZŁOWIEKA

MAREK GZIK

*Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska  
e-mail: marek.gzik@polsl.pl,*

Streszczenie. W pracy przeprowadzono badania modelowe wspomagane doświadczalnymi z wykorzystaniem techniki elektromiografii EMG oraz rezonansu magnetycznego MRI. Celem badań było określenia sił głównych mięśni szyi oraz analiza ich wpływu na oddziaływania w połączeniu głowa kręgosłup w warunkach fizjologicznych. Badania doświadczalne pozwoliły określić wzajemne relacje wśród najbardziej istotnych dla ruchu głowy mięśni szyi, które to informacje zostały wykorzystane dla identyfikacji sił mięśniowych w procesie modelowania. W pracy sformułowano w programie Matlab przestrzenny dynamiczny model uwzględniający elementy stawu szczytowo – potylicznego wraz z grupą głównych mięśni szyi. Dla wyznaczenia sił mięśniowych wykorzystano metody optymalizacji.

### 1. WSTĘP

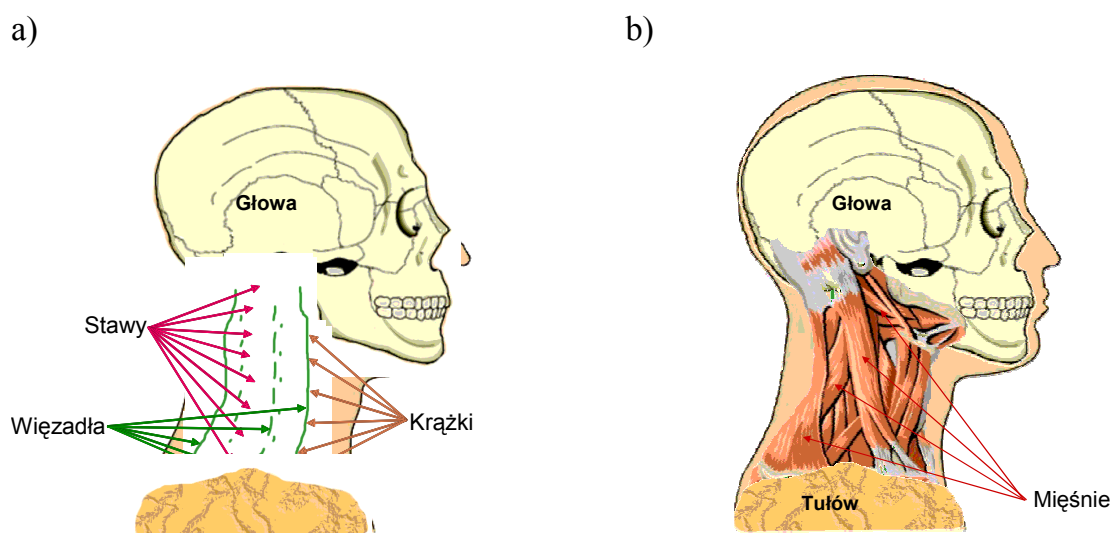
Mięśnie w rozumieniu inżynierskim są zaliczane do grupy materiałów nieliniowych, wiskoelastycznych o charakterystyce pracy zmiennej w czasie [6]. Spełniają czynności motoryczne, jak również magazynują w sarkoplazmie energię potrzebną do wykonywania skurczu realizowanego poprzez stopniowy rozkład glukozy, w czym bierze udział wiele enzymów. Energia mięśnia zamieniana jest na pracę mechaniczną oraz ciepło konsumujące większą jej część. Aktywność mięśni stanowi najważniejsze źródło ciepła organizmu. Praca jest realizowana poprzez skurcz. Mięsień, tak jak taśma, jest rozpięty nad stawem i jego działanie zależy od położenia w stosunku do osi stawu. Większość nawet pozornie prostych ruchów i czynności angażuje wiele mięśni, z których jedne działają jako główne, inne odgrywają rolę stabilizatorów decydujących o harmonii ruchów. Ruchy ciała nie polegają na izolowanej czynności poszczególnych mięśni, lecz są efektem synergii całych grup lub łańcuchów [1].

Znajomość anatomii i fizjologii mięśni jest szczególnie istotna w procesie modelowania kręgosłupa człowieka jako narządu ruchu. Kręgosłup jest biernym elementem wprawianym w ruch za sprawą mięśni szkieletowych, które w zależności od położenia odgrywają zróżnicowaną rolę. Budowa układu mięśniowego osobniczo znacznie się różni. Mięśnie odcinka szyjnego odpowiedzialne są za ruch i stabilizację głowy oraz ruch i ochronę kręgosłupa szyjnego. Asymetria w budowie układu mięśniowego względem płaszczyzny środkowej strzałkowej jest wadą postawy. W przypadkach skrajnych jest przyczyną skoliozy kręgosłupa.

W pracy przedstawiono badania modelowe odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, których jednym z celów było określenie wpływu sił mięśniowych na oddziaływania w segmentach ruchowych podczas fizjologicznych ruchów głowy.

## 2. PRZESTRZENNY MODEL ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Proces modelowania poprzedzono studiami literaturowymi nad anatomią i fizjologią odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, własnościami mechanicznymi poszczególnych elementów, jak też sposobami modelowania organizmów żywych. Dotychczasowe doświadczenia w zakresie modelowania w biomechanice, jak też świadomość problemów obliczeń numerycznych wskazały na potrzebę stosowania uproszczeń. Na wstępie modelowania pominięte zostały elementy anatomicznej budowy, których wpływ na zachowanie głowy i kręgów szyjnych w rozważanych przypadkach jest mało istotny, a ich zamodelowanie spowodowałoby znaczącą komplikację modelu. Pominięte zostały skóra oraz składające się na budowę odcinka szyjnego elementy układów: pokarmowego, oddechowego, krwionośnego, nerwowego jak też kość gnykowa wraz z grupą przylegających mięśni. Modelowany obiekt rzeczywisty wraz z uwzględnionymi strukturami anatomicznymi przedstawia rys. 1.



Rys.1. Obiekt rzeczywisty: a) struktury kręgosłupa uwzględnione w procesie modelowania, b) mięśnie szyi w modelu

Model uwzględnia części budowy anatomicznej zasadniczo wpływające na kinetykę głowy oraz kręgów szyjnych. Podstawowe założenia rozważanego modelu to:

- kręgi, głowa i tułów traktowane są jako ciała sztywne, o sześciu stopniach swobody (z wyjątkiem stanowiącego nieruchomą podstawę tułowia), których położenie i ruch są zależne od sił bezwładności oraz sił w mięśniach, stawach, krążkach i więzadłach;
- krążki międzykręgowe traktowane są jako elementy bezmasowe, sprężysto-tłumiące oddziałujące na łączone kręgi podczas ściskania i rozciągania siłami o charakterystyce zależnej od przyjętych jako funkcje nieliniowej sztywności i tłumienia
- w modelu stawy zostały wyrażone poprzez siły działające na powierzchni stawowe kręgów, zależne od zmieniającej się odległości wyrostków stawowych sąsiednich kręgów i sztywności połączenia, biorącej pod uwagę zarówno sztywność chrząstek, jak też torebek stawowych. W modelu matematycznym po przekroczeniu zakresów fizjologicznych

dozwolonych ruchów w stawach pojawia się zdefiniowany funkcją nieliniowy moment oporu;

- więzadła modelu traktowane są jako elementy bezmasowe, oddziałujące na charakterystyczne punkty kręgów podczas rozciągania. Siły oddziaływania zależne są od przemieszczeń łączonych kręgów oraz przyjętej nieliniowej sztywności (nieproporcjonalnej do przemieszczeń).
- mięśnie traktowane są jako elementy bezmasowe, działające siłą na charakterystyczne zdefiniowane punkty przyczepu ścięgien, przynależne do określonych brył sztywnych modelu. Mięśnie w modelu uwzględnione zostały jako siły o kierunku działania zgodnym z przyjętymi punktami przyczepów, których wartości określono na podstawie zmodyfikowanego modelu typu Hilla z wykorzystaniem metod optymalizacji;
- wymuszenie pochodzi od fizjologicznego stanu pobudzenia mięśni w przypadku badań obciążeń kręgosłupa w warunkach analogicznych do codziennego funkcjonowania lub jako kinematyczne wymuszenie w przypadku badań mechanizmów działających w sytuacjach wypadków.

### 3. MODEL MIĘŚNI SZYI

W modelu dynamicznym odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka uwzględniono grupę 19 par mięśni (mięśnie strony prawej i lewej) symetrycznie działających względem środkowej płaszczyzny strzałkowej. Mięśnie sklasyfikowano w dwóch grupach: główne (siedem par) oraz stabilizujące (dwanaście par dodatkowo podzielone na ciągną).

Do grupy głównych mięśni zaliczone zostały:

1. trapezius - m. czworoboczny,
2. sternocleidomastoid - m. mostkowo - obojczykowo - sutkowy,
3. semispinalis capitis - m. półkolcowy głowy,
4. splenius capitis - m. płatowaty głowy,
5. obliquus capitis inferior - m. skośny dolny głowy,
6. rectus capitis posterior major - m. prosty tylny większy głowy,
7. scalenus medius - m. pochyły środkowy.

Pozostałe stabilizujące mięśnie stanowią w modelu grupę pasywnych elementów nieliniowo sprężystych:

1. semispinalis cervicis - m. półkolcowy szyi,
2. splenius cervicis - m. płatowaty szyi,
3. longissimus capitis - m. najdłuższy głowy,
4. longus capitis - m. długi głowy,
5. longissimus cervicis - m. najdłuższy szyi,
6. longus colli - m. długi szyi,
7. rectus capitis posterior minor - m. prosty tylny mniejszy głowy,
8. obliquus capitis superior - m. skośny górny głowy,
9. rectus capitis anterior - m. prosty przedni głowy,
10. rectus capitis lateralis - m. prosty boczny głowy,
11. scalenus anterior - m. pochyły przedni,
12. scalenus posterior - m. pochyły tylny.

W modelu wszystkie mięśnie uwzględnione zostały jako elementy bezmasowe reprezentowane przez siły FM działające na kierunku przechodzącym przez charakterystyczne punkty przyczepu zdefiniowane na podstawie badań Seirega [5]. Wartości tych sił określono na podstawie zmodyfikowanego modelu typu Hilla stosowanego w systemie MADYMO (opartym na metodologii „multibody”). Główne mięśnie reprezentowane są przez siłę

obejmującą zarówno składową aktywną  $F^M_{active}$ , jak i pasywną  $F^M_{passive}$ , natomiast mięśnie stabilizujące traktowane są jako elementy jedynie pasywne.

$$\begin{aligned}
 F^M &= F^M_{passive} + F^M_{active} \\
 F^M_{passive} &= \begin{cases} z_1(e^{z_2(l^M - l_0^M)} - 1) & \text{dla } l^M \geq l_0^M \\ 0 & \text{dla } l^M \leq l_0^M \end{cases} \\
 F^M_{active} &= a(t) \cdot F_{max} f_H(v_r^M) \cdot f_L(l_r^M) \\
 0 &\leq a(t) \leq 1 \\
 f_H(v_r^M) &= \begin{cases} 0 & \text{dla } v_r^M \leq -1 \\ \frac{1 + v_r^M}{1 - v_r^M / CE_{sh}} & \text{dla } -1 < v_r^M < 0 \\ \frac{1 + v_r^M \cdot CE_{ml} / CE_{shl}}{1 + v_r^M / CE_{shl}} & \text{dla } v_r^M > 0 \end{cases} \\
 f_L(l_r^M) &= e^{-\frac{(l_r^M - 1)^2}{S_k}}
 \end{aligned} \tag{1}$$

$l^M$  - długość mięśnia,

$l_0^M$  - oznacza wielkości dotyczące mięśni,

$l_r^M$  - parametr bezwymiarowy dotyczący długości mięśnia,

$$l_r^M = l^M / l_{ref}^M, \quad l_{ref}^M = 1.05 \cdot l_0^M$$

$l_{ref}^M$  - optymalna długość, przy której mięsień rozwija największą siłę,

$l_0^M$  - długość spoczynkowa, przy której wyznaczany jest przekrój fizjologiczny mięśnia

$A_{pcsa}$  (przekrój wyznaczono na podstawie badań MRI),

$z_1=0.2-1.5$  zakres wartości parametru dla mięśni,

$z_2=15$  [m<sup>-1</sup>]

$v^M(t)$  - prędkość skracania mięśnia (w kolejnych chwilach czasu),

$v_r^M$  - parametr bezwymiarowy dotyczący prędkości skracania mięśnia,

$$v_r^M = v^M(t) / V_{max}^M, \quad V_{max}^M = 5 \cdot l_0^M$$

$V_{max}^M$  - maksymalna prędkość skracania mięśnia (5 [1/s] - parametr),

$F_{max}$  - siła występująca przy maksymalnej aktywności mięśnia w warunkach skurczu izometrycznego,

$$F_{max} = \sigma_{max} \cdot A_{pcsa}$$

$\sigma_{max}$  - maksymalne napięcie mięśnia w warunkach izometrycznych,

$f_H(v_r^M), f_L(l_r^M)$  - parametry bezwymiarowe, jako funkcje składowej aktywnej siły mięśnia,

$CE_{sh}, CE_{ml}, CE_{shl}$  - parametry bezwymiarowe zdefiniowane w tabeli 1

$a(t)$  - aktywność mięśnia  $0 \leq a(t) \leq 1$ ,

$u(t)$  - pobudzenie mięśnia  $0 \leq u(t) \leq 1$ .

Grupę siedmiu par mięśni uznanych za najbardziej istotne dla realizacji ruchów głowy poddano procesowi identyfikacji poprzez rozwiązanie zadania prostego dynamiki, stosując optymalizację dynamiczną z wykorzystaniem algorytmów genetycznych [1,5]. Takie podejście pozwoliło na odwzorowanie warunków fizjologicznych funkcjonowania mięśnia. Dla mięśni głównych przyjęto model aktywności według Rasscha [7]. Za pomocą układu równań różniczkowych pierwszego rzędu opisano zależność pomiędzy aktywnością,  $a(t)$  i pobudzeniem mięśnia  $u(t)$  (2).

$$\dot{a}(t) = \begin{cases} (u(t) - a(t)) \cdot [(u(t)/\tau_{act}) + ((1-u(t))/\tau_{deact})] & \text{dla } u(t) \geq a(t) \\ (u(t) - a(t))/\tau_{deact} & \text{dla } u(t) \leq a(t) \end{cases} \quad (2)$$

Czas aktywacji dla mięśni szyi jest przyjmowany z przedziału  $\tau_{act} = 5 \div 15$  ms, natomiast czas deaktywacji  $\tau_{deact} = 25 \div 50$  ms. Dla potrzeb badań modelowych przyjęto czas aktywacji  $\tau_{act} = 10$  ms, natomiast czas deaktywacji  $\tau_{deact} = 30$  ms.

Tabela 1 Parametry modelu mięśni szyi przyjęto w oparciu o dane literaturowe [2]

Parametr	Wartość oraz jednostka
$\sigma_{max}$	75 [N/cm <sup>2</sup> ]
$z_2$	15 [m <sup>-1</sup> ]
$CE_{sh}$	0.5
$CE_{shl}$	0.05
$CE_{ml}$	1.5
$\tau_{act}$	10 [ms]
$\tau_{deact}$	30 [ms]
$S_k$	0.54

#### 4. BADANIA MRI MIĘŚNI SZYI

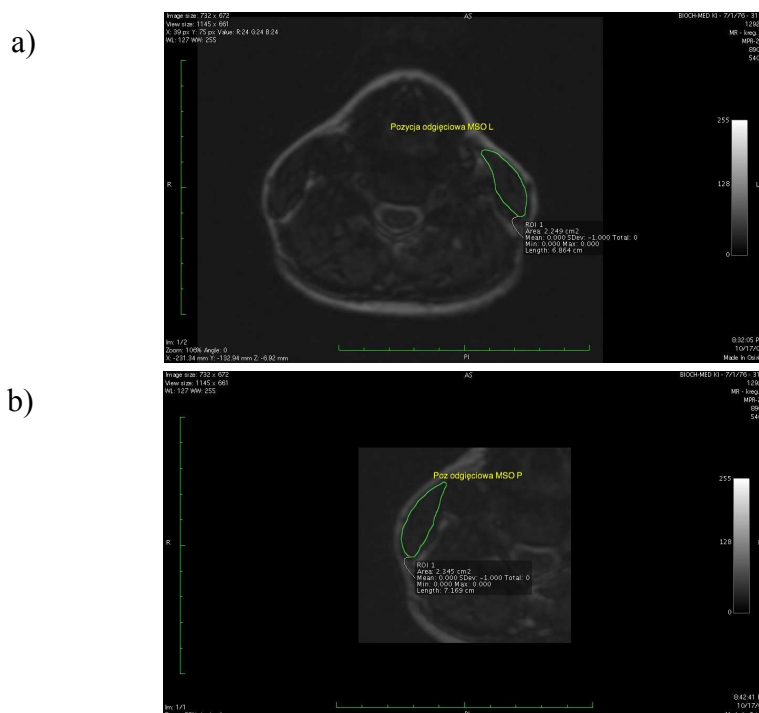
Dotychczasowe badania w celu oszacowania  $A_{pcsa}$  prowadzone były przede wszystkim na anatomicznych preparatach sekcyjnych lub w bardziej nowoczesny sposób z wykorzystaniem techniki MRI. Ze względu na różnice pomiędzy żywą i martwą tkanką pierwszy ze sposobów obarczony jest istotnym błędem. Natomiast na podstawie skanowania MRI wyznaczano przekroje mięśni żywych po dokonaniu skanowania płaszczyzną prostopadłą do osi wzdłużnej ciała na wybranym poziomie kręgosłupa. Sposób ten nie gwarantował wyznaczenia rzeczywistego przekroju fizjologicznego każdego z mięśni.

Dzięki uprzejmości Medycznego Centrum Diagnostycznym VOXEL z Bytomia udało się przeprowadzić badania rezonansu magnetycznego celem oszacowania przekroji fizjologicznych mięśni traktowanych w modelu jako główne. Badania przeprowadzono na grupie dziesięciu osób (pięciu kobiet i pięciu mężczyzn), którzy poddani byli badaniu MRI kręgosłupa szyjnego z powodu różnych chorób (niewpływających w istotny sposób na funkcjonowanie mięśni szyi). Po dokonaniu skanowania w celu diagnostyki chorobowej, wyniki wykorzystano dla określenia wymaganych dla badań modelowych parametrów.

Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego pozwala określić stan mięśni w ustalonych pozycjach ciała. W przypadku konieczności uzyskania obrazów czynnościowych pojawiają się bariery wynikające z charakteru metody diagnostycznej - jej ograniczeń fizycznych. W badaniach kręgosłupa szyjnego i mięśni szyi wykorzystuje się

standardowo sekwencje fast spin echo.

Badania zostały wykorzystane do weryfikacji oraz identyfikacji sił mięśniowych. Przykładową analizę pola przekroju fizjologicznego mięśnia mostkowo - obojczykowo - sutkowego przedstawia rys. 2.



Rys. 2. Wyznaczenie pola przekroju fizjologicznego mięśnia sternocleidomastoideusa w różnych położeniach głowy: a) pozycja wyprostna głowy mięsień lewy, b) pozycja wyprostna głowy mięsień prawy,

Wyznaczone średnie pola przekroju fizjologicznego mięśni głównych dla pięciu kobiet w wieku 29-56 lat zestawiono w tabeli 2. Wyniki uzyskane dla mężczyzn w wieku 36-56 lat zamieszczono w tabeli 3.

Tabela 2 Średnie pola przekroju fizjologicznego mięśni szyi kobiet uzyskane podczas badań MRI przy różnych położeniach głowy (P – mięsień prawy, L- lewy), wartości podano w mm<sup>2</sup>

POZYCJA GŁOWY		Naturalna	Zgięcie do przodu	Wyprost do tyłu	Zginanie boczne w prawo	Skręt w prawo
MIĘSIEŃ						
Trapezius - m. czworoboczny	P	695	466	889	546	609
	L	731	474	898	638	992
Sternocleidomastoid - m. mostkowo - obojczykowo – sutkowy	P	275	242	288	315	280
	L	278	243	294	230	366
Semispinalis capitis - m. półkolcowy głowy	P	62	73	132	156	125
	L	64	77	132	108	62
Splenius capitis - m. płatowaty głowy	P	77	95	162	183	190
	L	75	90	156	134	98
Obliquus capitis inferior - m. skośny dolny głowy	P	146	179	204	140	327
	L	148	179	202	201	169
Rectus capitis posterior major - m.prosty tylny większy głowy	P	74	87	97	66	174
	L	76	86	98	84	109
Scalenus medius - m. pochyły środkowy	P	164	186	143	163	255
	L	158	181	140	107	178

Tabela 3 Średnie pola przekroju fizjologicznego mięśni szyi mężczyzn uzyskane podczas badań MRI przy różnych położeniach głowy (P – miedźń prawy, L- lewy), wartości podano w mm<sup>2</sup>

POZYCJA MIĘŚNIA GŁOWY		Naturalna	Zgięcie do przodu	Wyprost do tyłu	Zginanie boczne w prawo	Skłęt w prawo
Trapezius - m. czworoboczny	P	1095	772	1323	880	992
	L	1106	770	1330	1000	1430
Sternocleidomastoid - m. mostkowo - obojczykowo – sutkowy	P	364	305	370	390	321
	L	396	299	438	325	480
Semispinalis capitis - m. półkolcowy głowy	P	93	115	184	220	184
	L	94	115	190	139	95
Splenius capitis - m. płatowaty głowy	P	94	111	188	218	227
	L	95	108	183	160	131
Obliquus capitis inferior - m. skośny dolny głowy	P	191	215	250	181	365
	L	185	214	243	235	208
Rectus capitis posterior major - m. prosty tylny większy głowy	P	108	120	141	97	228
	L	106	120	137	121	146
Scalenus medius - m. pochyły środkowy	P	188	198	180	171	288
	L	187	197	180	141	210

## 5. METODYKA ROZWIĄZANIA ORAZ WYNIKI BADAŃ

Symulacje numeryczne przeprowadzono w celu określenia sił dynamicznych w warunkach obciążeń fizjologicznych, gdzie wymuszenie pochodziło od aktywowanych mięśni z wykorzystaniem optymalizacji dynamicznej.

Optymalne pobudzenia mięśni  $u(t)$  wyznaczono po zastosowaniu procedury optymalizacji dynamicznej przy minimum funkcji celu (3) zapewniającej, po rozwiązaniu układu równań dynamicznej równowagi, naturalny ruch głowy. Przyjęta funkcja celu z ograniczeniami zakłada, że suma kwadratów pobudzeń mięśni  $u(t)$  będzie minimalna. Jest to związane z kryterium minimalizacji energii potrzebnej do realizacji ruchów.

$$J = \int_0^t [\sum_{i=1}^{14} u^2] dt \quad (3)$$

Procedurą optymalizacji objęto grupę siedmiu par głównych mięśni ( $i=14$ ) działających symetrycznie względem środkowej płaszczyzny strzałkowej. W celu określenia pobudzeń mięśni dokonano podziału czasu symulacji  $t$  na przedziały czasowe przy założeniu, że zmiana pobudzenia następuje co 0.02s.

Dla potrzeb modelu matematycznego sformułowano autorski program w systemie MATLAB (MATrix LABoratory – Laboratorium Macierzowe). W procesie optymalizacji sił mięśniowych wykorzystano moduł w systemie MatLab do optymalizacji za pomocą algorytmów genetycznych GeneticToolbox

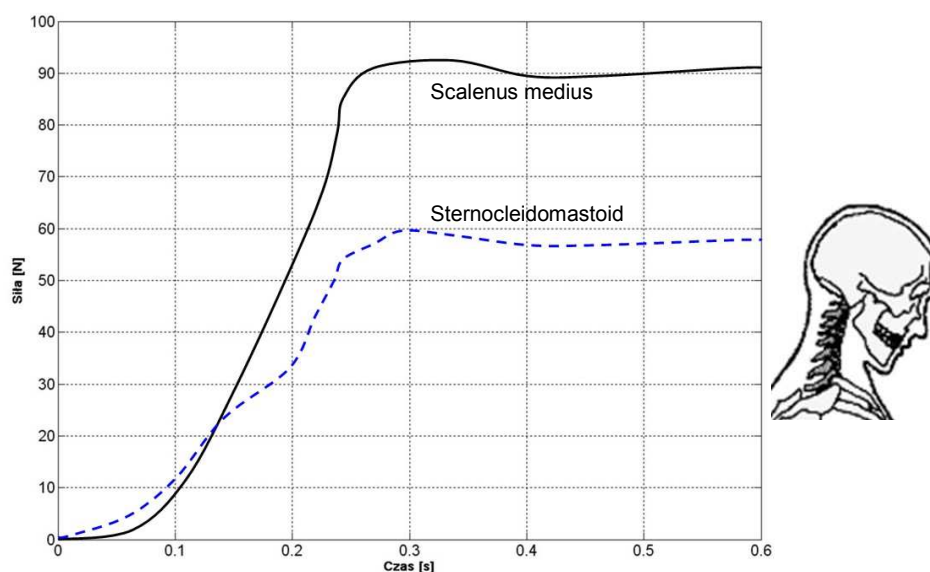
Weryfikację modelu przeprowadzono na podstawie wyników badań eksperymentalnych w dwóch etapach: w pierwszym ocenie poddano sztywność kręgosłupa, w drugim natomiast parametry kinematyczne. Ponadto przeprowadzono jakościową ocenę prawidłowego zachowania się mięśni modelu w stosunku do uzyskanych wyników badań EMG

W warunkach fizjologicznych analizowano cztery przypadki ruchu głowy wymuszone pracą głównych mięśni:

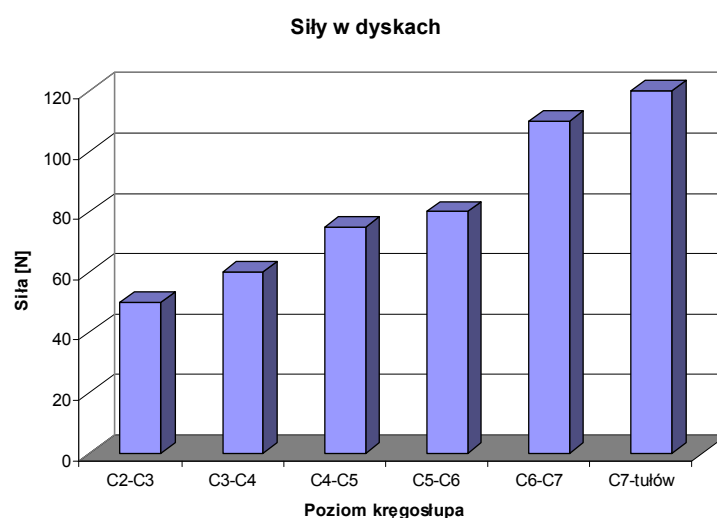
- zginanie fleksyjne (zmiana pozycji z naturalnej do głębokiego położenia fleksyjnego, czas-symulacji 0.6s);

- wyprost (zmiana pozycji z naturalnej do skrajnego wyprost, czas-symulacji 0.4s);
- zginanie do prawego boku (zmiana pozycji z naturalnej do maksymalnego zgięcia do boku, czas-symulacji 0.4s);
- skręt w prawo (zmiana pozycji z naturalnej do maksymalnego skręcenia do boku, czas-symulacji 0.3s).

Na rysunkach przedstawiających dynamiczne siły reprezentujące mięśnie uwzględnione zostały jedynie główne mięśnie realizujące dany ruch. W niniejszej pracy przedstawiono wykresy sił w przypadku ruchu zginania flekcyjnego oraz wyprost (ze względu na symetrię względem środkowej płaszczyzny strzałkowej przedstawiają jedynie mięśnie prawej strony). Przedstawiono również wykresy prezentują porównanie maksymalnych sił, jakie pojawiają się w krążkach na różnych poziomach kręgosłupa szyjnego.

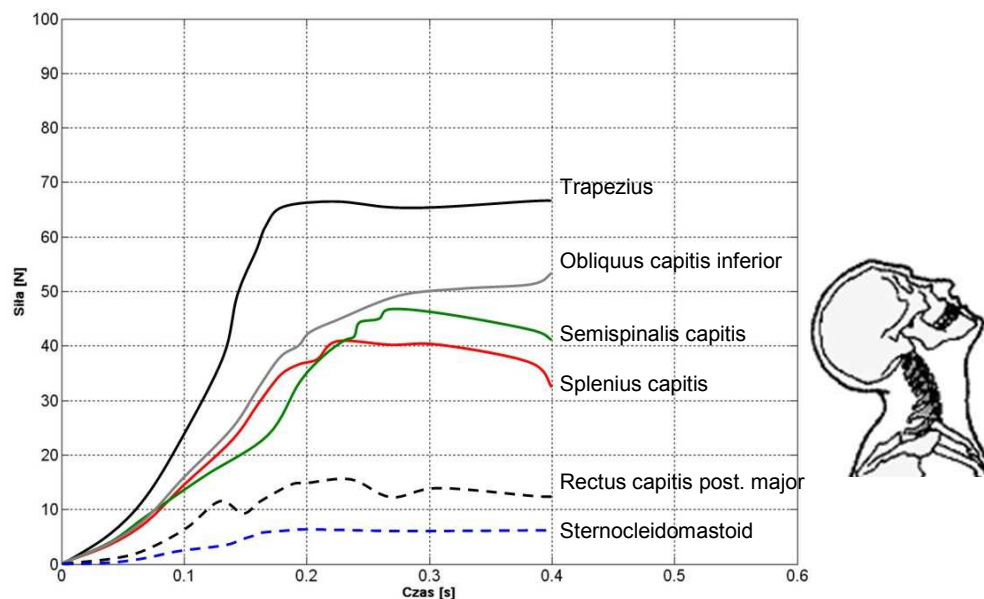


Rys. 3. Siły w mięśniach prawych podczas zginania flekcyjnego głowy

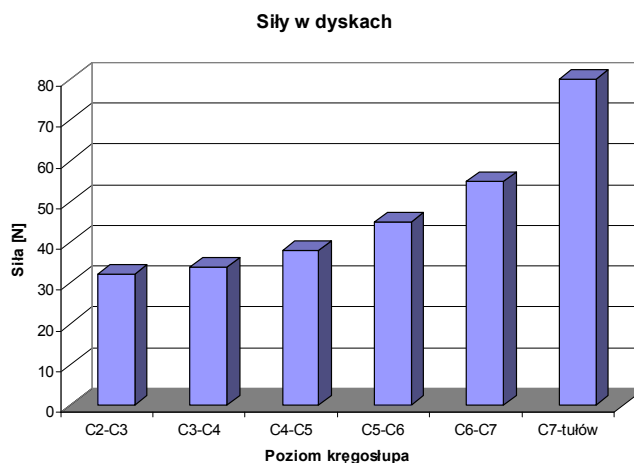


Rys.4. Maksymalne siły w krążkach międzykręgowych podczas zginania flekcyjnego głowy





Rys.5. Siły w mięśniach prawych podczas wyprostu głowy



Rys.6. Maksymalne siły w krążkach międzykręgowych podczas wyprostu głowy

## 6. WNIOSKI

W pracy przedstawiono rezultaty badań modelowych oraz eksperymentalnych. Głównym elementem modelowania był dynamiczny przestrzenny model, który umożliwił analizę ruchu członów oraz sił dynamicznych w uwzględnionych częściach budowy anatomicznej odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka w warunkach obciążeń fizjologicznych. Przedstawione w pracy badania oddziaływań w kręgosłupie szyjnym pod wpływem fizjologicznego ruchu głowy, wywołanego działaniem aktywnych mięśni, pozwoliły określić wzajemne relacje pomiędzy ruchem a oddziaływaniem sił reprezentujących części budowy anatomicznej. Podczas wykonywania ruchu fleksyjnego głowy największe zaangażowanie wykazały mięśnie: scalenus medius (m. pochyły środkowy) oraz sternocleidomastoid (m. mostkowo - obojczykowo - sutkowy). Przy czym scalenus medius rozwinął większą siłę. Ruch wyprostny przy zaangażowaniu większej grupy mięśni w stosunku do ruchu fleksyjnego realizowany jest za sprawą działania: trapeziusa (m. czworobocznego), sternocleidomastoideusa, semispinalisa capitis (m. półkolcowego głowy), spleniusa capitis (m. płatowatego głowy), obliquusa capitis

inferior (m. skośnego dolnego głowy), rectusa capitis posterior major (m. prostego tylnego większego głowy). W pracy przedstawiono przebiegi sił dynamicznych mięśni strony prawej, podobne charakterystyki uzyskano dla mięśni lewych. Wyniki symulacji wewnętrznych sił podczas ruchu w płaszczyźnie strzałkowej charakteryzowały się podobieństwem, co wynikało z założonej symetrii cech antropometrycznych struktur tkankowych względem środkowej płaszczyzny strzałkowej. Uzyskane w drodze badania MRI (tabela 2 i tabela 3) oraz EMG rezultaty wskazują na różnice udziału mięśni prawej i lewej strony w kształtowaniu ruchu fleksyjnego i wyprostnego. Jednak we wszystkich przypadkach obserwowany ruch głowy i kręgów szyjnych był ruchem płaskim w płaszczyźnie strzałkowej. Jest to dowód na to, że w układzie mięśniowym zachodzi kompensacja różnic wynikających z cech antropometrycznych za sprawą synergii układu mięśni szyi. Dalsze rozważania teoretyczne nasuwają stwierdzenie, że pojawiające się nieprawidłowości w budowie układu szkieletowego (wynikające ze zwyrodnień w obszarze triady podparcia) będą wpływały na dostosowanie się mięśni do zaistniałej sytuacji. Zaobserwowano przyczynowo skutkowy proces wzajemnie stymulujący nieprawidłowości w relacjach układ szkieletowy i mięśniowy. Potwierdzeniem tej hipotezy mogłyby być badania na grupie młodych osób (jednak ze względów na obiektywne problemy nie zostały w pracy przeprowadzone), gdzie prawdopodobnie zaobserwowane różnice w przekrojach fizjologicznych i aktywności mięśni strony prawej i lewej okazałyby się mniejsze. Wnioskiem do dalszej dyskusji wynikającym z przeprowadzonych badań i analizy wyników jest możliwość określania stanu fizycznego struktur połączeń kręgów na podstawie różnic w przekrojach i aktywności mięśni kręgosłupa. Po weryfikacji doświadczalnej byłaby to propozycja ilościowej metody oceny stopnia degeneracji krążków i stawów międzykręgowych, którą, jak dotychczas, przeprowadza się na zasadzie subiektywnej oceny.

## LITERATURA

1. Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka. Warszawa : PZWL, 1990.
2. De Jager M.K.J.: Mathematical head - neck models for acceleration impacts. PhD thesis, University of Eindhoven, 2000.
3. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Gliwice: Wyd. Pol. Śl., 2007.
4. Kiwerski J., Kowalski M., Krasuski M., Szymanik W.: Schorzenia i urazy kręgosłupa. Warszawa : PZWL, 2001.
5. Seireg A., Arvikar R.: Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports. Hemisphere Publishing Corporation, New York 1989.
6. Schneck D.J.: Mechanics of muscle. New York : University Press, 1992.
7. Thelen D.G., Anderson F.C., Delp S.,L.: Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. "Journal of Biomechanics" 2003, 36, p. 321 - 328.

## **IDENTIFICATION OF MUSCLE FORCES AND ANALYSIS OF THEIR INFLUENCE ON INTERACTIONS IN HUMAN CERVICAL SPINE**

Summary. Modelling research supported by experiments with use of electromyography EMG and magnetic resonance MRI are presented in this paper. The aim of the research was determination of forces of main cervical muscles and analysis of their influence on cervical vertebrae during physiological activity. Identification of forces was carried out with use of spatial model of atlanto-occipital and atlanto-axial joints and group of neck muscles. The model was created as author program in MatLab system with use of optimization methods.