

WYKORZYSTANIE METOD NOWOCZESNEJ DIAGNOSTYKI MEDYCZNEJ DO IDENTYFIKACJI SIŁ MIĘŚNIOWYCH W KRĘGOSŁUPIE SZYJNYM CZŁOWIEKA

MAREK GZIK

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

Streszczenie. W pracy przedstawiono metodologię wyznaczania sił mięśniowych w kręgosłupie szyjnym człowieka opierającą się na modelowaniu wspomaganym nowoczesnymi metodami diagnostyki medycznej. Celem badań było określenia sił głównych mięśni szyi oraz analiza ich wpływu na oddziaływania w połączeniu głowa kręgosłup w warunkach fizjologicznych i urazowych. Do celów badawczych wykorzystano wyniki badań diagnostycznych: EMG, MRI rutynowo przeprowadzanych przez neurologów na pacjentach z problemami w obszarze odcinka szyjnego kręgosłupa. 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 przestrzenny dynamiczny model odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka z wykorzystaniem metod optymalizacji.

1. WSTĘP

Biomechanika swoje pole zainteresowań głównie koncentruje wokół problemów narządu ruchu człowieka. Część bierna narządu ruchu poruszana za sprawą mięśni szkieletowych w zależności od potrzeb jest stabilizowana lub wprawiana w ruch. Znajomość wzajemnych oddziaływań układ szkieletowy - układ mięśniowy sterowany układem nerwowym pozwala lepiej rozumieć przyczyny schorzeń i urazów oraz im skuteczniej zapobiegać [2,6].

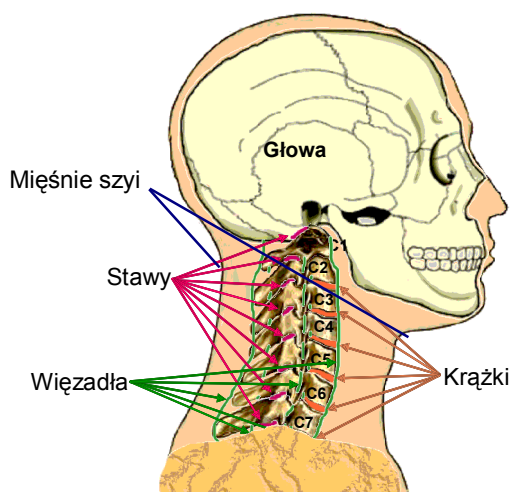
Znajomość anatomii i fizjologii mięśni jest szczególnie istotna w procesie modelowania kręgosłupa człowieka jako narządu ruchu. Kręgosłup jest biernym elementem wprawianym w ruch za sprawą mięśni szkieletowych, które w zależności od położenia odgrywają zróżnicowaną rolę. Budowa układu mięśniowego osobniczo 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 [5,6].

W pracy połączono interdyscyplinarne badania modelowe i eksperymentalne. Głównym celem badań było określenie wpływu sił mięśniowych na oddziaływania w segmentach ruchowych odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka podczas fizjologicznych i urazowych ruchów głowy. Zrealizowane zadania pozwoliły przeprowadzić analizę wzajemnych relacji

między wymuszeniem zewnętrznym, reakcją mięśni a mechanicznymi oddziaływaniami pomiędzy kręgami szyjnymi.

2. PROCES MODELOWANIA

Na etapie tworzenia modelu fenomenologicznego przy świadomości konieczności przyjęcia uproszczeń 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. Modelowany obiekt rzeczywisty

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.

W modelu wszystkie mięśnie uwzględnione zostały jako elementy bezmasowe reprezentowane przez siły FM działające na kierunku przechodzącym przez charakterystyczne punkty przyczepu zdefiniowane w oparciu o badania Seirega [3,4,5]. 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.

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

l^M - długość mięśnia,

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 w oparciu o badania MRI),

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

$z_2=15$ [m-1]

$v^M(t)$ - 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,

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

σ_{max} - maksymalne naprężenie 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]. 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 [1]

Parametr	Wartość oraz jednostka
σ_{max}	75 [N/cm ²]
z_2	15 [m ⁻¹]
CE_{sh}	0.5
CE_{shl}	0.05
CE_{ml}	1.5
τ_{act}	10 [ms]
τ_{deact}	30 [ms]
S_k	0.54

4. BADANIA DIAGNOSTYCZNE MRI

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, opierając się na skanowaniu 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.

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 mężczyzn w wieku 36-56 lat zamieszczono w tabeli 2.

Tabela 2 Średnie pola przekroju fizjologicznego mięśni szyi mężczyzn uzyskane podczas badań MRI przy różnych położeniach głowy (**P** – mięsień prawy, **L**- lewy), wartości podano w mm^2

POZYCJA MIĘSIEŃ	GŁOWY	Naturalna	Zgięcie do przodu	Wyprost do tyłu	Zginanie boczne w prawo	Skręt w prawo
		P	1095	772	1323	880
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. BADANIA EMG MIĘŚNI SZYI

Badanie elektromiografii EMG jest w chwili obecnej podstawową metodą oceny funkcji mięśnia w medycynie. Badanie EMG stanowi pewną formę ukazania w sposób wizualny i możliwy do dalszej obróbki statystycznej i matematycznej działania pojedynczej jednostki ruchowej. Dla potrzeb niniejszej pracy niezwykle istotne jest, że w warunkach fizjologicznych jednostka ruchowa działa na zasadzie „all or none”, to znaczy albo wykonuje skurcz, albo jest sprężystym elementem biernym. Stopniowanie siły skurczu mięśnia polega więc nie na stopniowaniu działania pojedynczej jednostki ruchowej, a kolejnym uruchamianiu jednostek ruchowych z maksymalną siłą. Zależność tę wykorzystano do oceny udziału określonego mięśnia w danym ruchu, uznając, że ilość aktywowanych jednostek ruchowych jest proporcjonalna do udziału mięśnia w danym ruchu.

Biorąc pod uwagę specyfikę anatomii mięśni szyi (bardzo duża liczba małych mięśni oraz ich ułożenie w kilku warstwach), uznano, że na potrzeby tej pracy metoda powierzchniowa, mimo jej niezaprzeczalnych zalet, cechuje się zbyt małą dokładnością i czułością. Zastosowana metoda igłowa charakteryzowała się pewnością co do badanego mięśnia oraz wysoką czułością. W badaniu wzięło udział 6 osób (4 kobiety i 2 mężczyzn) w wieku od 23 do 64 lat. Wszyscy badani byli pacjentami Oddziału Neurologii Szpitala Specjalistycznego Nr 1 w Bytomiu. Należy zaznaczyć, że badania stanowiły część rutynowej diagnostyki w Oddziale Neurologii.

Do wykonania badań wykorzystano aparat Medelec Synergy (rok produkcji 2002) z dodatkowym oprogramowaniem do badań mięśni. Jako elektrody użyto koncentrycznej elektrody igłowej firmy TECA. Obszar, z którego rejestrowany jest sygnał, ma promień 3 mm. Ocena wyników wykonano przy użyciu podprogramu Turns and Amplitude, który umożliwia pomiar średniej ilości aktywowanych jednostek ruchowych w badanym obszarze oraz średnią i maksymalną ich amplitudę.

Badaniu poddano następujące mięśnie (prawy i lewy):

- trapezius - czworoboczny;
- sternocleidomastoid - mostkowo - obojczykowo - sutkowy;
- splenius capitis - płotowaty głowy.
- Wybór tych mięśni spowodowany był:
- ich dużą objętością (a więc łatwością techniczną badania);
- spodziewanym dużym udziałem w badanych ruchach;
- dobrym opanowaniem techniki badania tych mięśni przez badającego;
- rutynowym wykorzystaniem tych mięśni w standardowej diagnostyce neurologicznej, (co za tym idzie możliwość wykorzystania danych z badań prowadzonych klinicznie i nienarażanie pacjenta na dodatkowe procedury diagnostyczne niewynikające ze wskazań czysto medycznych).

W trakcie badania pacjent wykonywał następujące ruchy głowy:

- zginanie fleksyjne;
- wyprost;
- zginanie boczne w prawo;
- zginanie boczne w lewo;
- obrót w prawo;
- obrót w lewo.

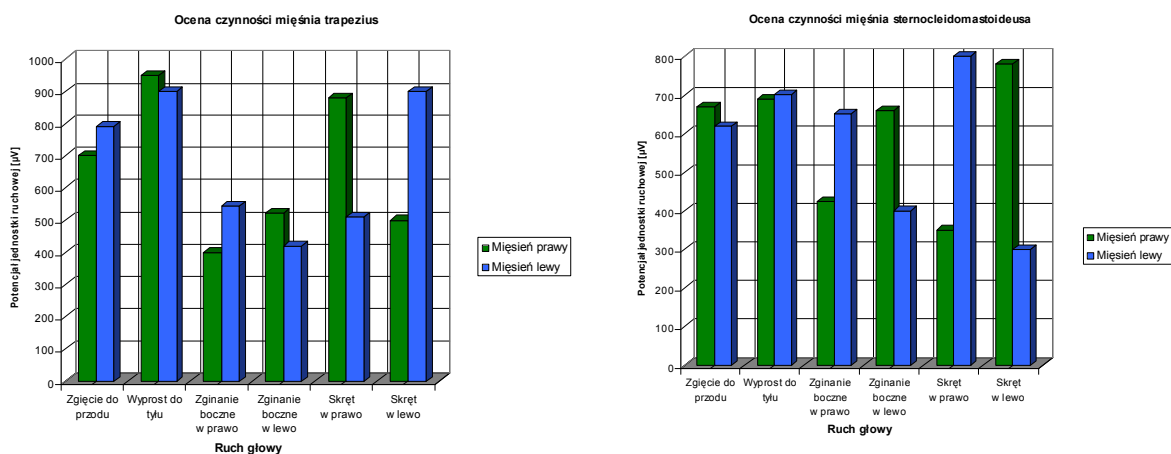
Badanie przeprowadzono w pozycji siedzącej. Elektroda igłowa umieszczana była w badanych mięśniach naprzemiennie lewych i prawych. Następnie pacjent wykonywał w ustalonej kolejności zadane ruchy. W trakcie maksymalnego skurczu dokonywano pomiaru średniej ilości jednostek ruchowych aktywowanych w ciągu 10 sekund skurczu. Ze względu na istotne znaczenie czynnika zmęczenia mięśnia przestrzegano zasady niepowtarzania więcej

niż jeden raz danej sekwencji badania.

Po dokonanych badaniach obliczono średnią wartość liczby zwrotów dla wszystkich pacjentów. Wyniki zestawiono w tabeli 3. Na rysunkach 3 i 4 przedstawiono zarejestrowaną aktywność przebadanych mięśni podczas ruchów głową.

Tabela 3 Aktywność mięśni (w μV) zarejestrowana podczas igłowego badania EMG (P – mięsień prawy, L- lewy)

RUCH GŁOWY		Zgięcie do przodu	Wyprost do tyłu	Zginanie boczne w prawo	Zginanie boczne w lewo	Skręt w prawo	Skręt w lewo
MIĘSIEŃ							
Trapezius - m. czworoboczny	P	700	950	400	520	880	500
	L	790	900	545	420	510	900
Sternocleidomastoid - m. mostkowo - obojczykowo - sutkowy	P	670	690	423	660	350	780
	L	620	700	650	400	800	300
Splenius capitis - m. płatowaty głowy	P	220	440	81	63	205	350
	L	210	420	65	93	340	230



Rys. 3. a) Aktywność trapeziusa, b) aktywność sternocleidomastoideusa podczas wykonywania ruchów głową

6. 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 $u(t)$ wyznaczone zostały po zastosowaniu procedury optymalizacji dynamicznej przy minimum funkcji celu (3) zapewniającej po rozwiązaniu układu równań dynamicznej równowagi naturalny ruch głową. 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.

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

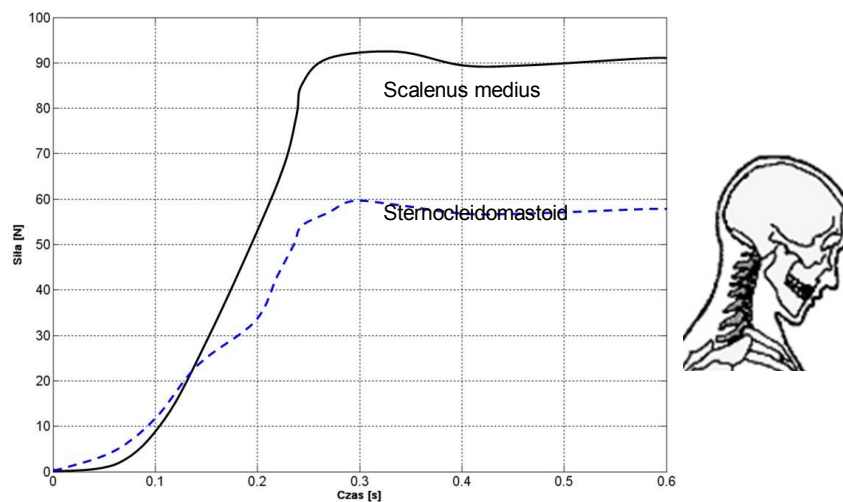
Procedurą optymalizacji objęto grupę siedmiu par głównych mięśni ($i=14$) działających symetrycznie względem środkowej płaszczyzny strzałkowej. W celu określenia pobudzeń mięśni dokonano podziału czasu symulacji t na przedziały czasowe przy założeniu, że zmiana

pobudzenia następuje co 0.02s.

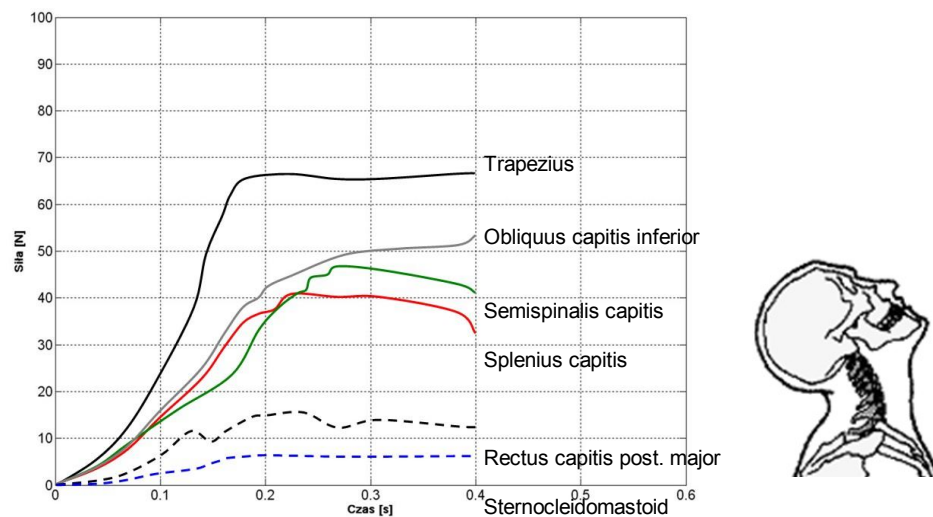
Dla potrzeb modelu matematycznego sformułowano autorski program w systemie MATLAB (MATrix LABoratory – Laboratorium Macierzowe). W procesie optymalizacji sił mięśniowych wykorzystano moduł w systemie MatLab do optymalizacji za pomocą algorytmów genetycznych GeneticToolbox

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

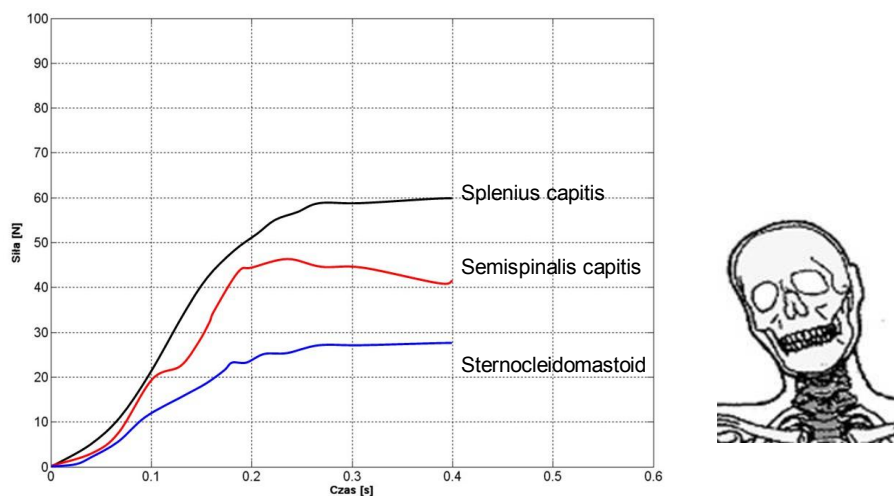
Na rysunkach przedstawiających dynamiczne siły reprezentujące mięśnie uwzględnione zostały jedynie główne mięśnie realizujące dany ruch. W niniejszej pracy przedstawiono wykresy sił w przypadku ruchu zginania fleksyjnego, wyprostu, zginania do prawego boku oraz skrętu w prawo.



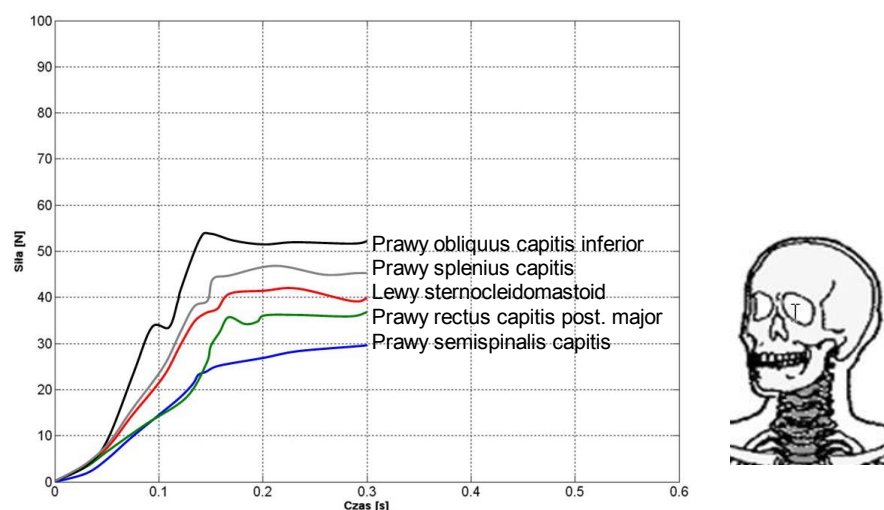
Rys. 6. Siły w mięśniach prawych podczas zginania fleksyjnego głowy



Rys.7. Siły w mięśniach prawych podczas wyprostu głowy



Rys. 8. Siły w mięśniach podczas zginania głowy do prawego boku



Rys. 9. Siły w mięśniach podczas wykonywania skrętu głowy do prawego boku

7. WNIOSKI

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 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.

LITERATURA

1. De Jager M.K.J.: Mathematical head - neck models for acceleration impacts. PhD thesis, University of Eindhoven, 2000.
2. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Gliwice : Wyd. Pol. Śl., 2007.
3. Gzik M.: Identyfikacja sił w strukturach anatomicznych kręgosłupa szyjnego człowieka. Gliwice : Wyd. Pol. Śl., 2008.
4. Gzik M.: Identyfikacja oraz analiza wpływu sił mięśniowych na oddziaływania w kręgosłupie szyjnym człowieka. „Modelowanie Inżynierskie” 2008, nr 36, t. 5, s.119-128.
5. Seireg A., Arvikar R.: Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports. New York : Hemisphere Publishing Corporation, 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, s. 321 - 328.

MODERN DIAGNOSTIC MEDICAL METHODS USED FOR IDENTIFICATION OF MUSCLE FORCES IN HUMAN CERVICAL SPINE

Summary. The paper presents modelling research supported by modern medical diagnostic methods: electromyography EMG and magnetic resonance MRI. The aim of the research was determination of forces of main cervical muscles and analysis of their influence on cervical spine during physiological and accident situations. Identification of forces was carried out with use of 3-dimensional dynamical model of cervical spine, taking under consideration group of main neck muscles. The model was created