

Patrycja CHORAŹY<sup>1</sup>, Agnieszka CHOJNACKA-BROŹEK<sup>1</sup>, Krzysztof WOŹNIAK<sup>2,1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

<sup>2</sup>Katedra Medycyny Sądowej, Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum, Kraków

## ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU RESEKCJI KRTANI NA WŁASNOŚCI WYTRZYMAŁOŚCIOWE ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA

**Streszczenie:** Głównym celem niniejszego artykułu było przedstawienie zależności pomiędzy dysfunkcjami w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa, a stabilnością głowy pacjenta, który dodatkowo został poddany resekcji krtani wskutek postępującego nowotworu złośliwego. Badanie pozwoliło określić jaki wpływ na położenie środka ciężkości głowy oraz na mechanizmy obciążeń ma obecność krtani bądź jej brak, dzięki analizie numerycznej zdrowego pacjenta.

**Słowa kluczowe:** krtań, odcinek szyjny kręgosłupa, punkt podparcia, analiza numeryczna

### 1. WSTĘP

Przypadki występujące w obecnej medycynie budzą coraz częściej wiele pytań. Jednym z nich jest rola jaką w organizmie człowieka odgrywa krtań. Oprócz aktualnie przyjętej fizjologii pojawiają się rozważania poparte obserwacjami, które dotyczą podatności na uszkodzenia mechaniczne w odcinku szyjnym kręgosłupa u pacjentów po resekcji krtani. Z praktycznego punktu widzenia to kręgosłup stanowi swego rodzaju kolumnę, na której podporę ma całe ciało człowieka, w tym też i głowa. Natomiast sama krtań to narząd składający się z chrząstek, które połączone są między sobą mięśniami, więzadłami i stawami. Chrząstka, jako materiał, jest stosunkowo elastyczna, przez co można wnioskować, że ma nieduży wpływ na przenoszenie ciężaru głowy dorosłego człowieka. Jednak należy zauważyć, że ma strukturę rurowatą o twardszym niż mięśnie charakterze, co może wskazywać na jej rolę w procesie podparcia czaszki, a jednocześnie na możliwość rozłożenia jej środka ciężkości.

Wobec tak wielu pytań jakie rodzi medycyna, pomocna okazuje się analiza numeryczna, która umożliwia przeprowadzenie symulacji obciążeń zarówno na modelu zdrowego pacjenta, jak i tego po usunięciu narządu, w którym rozwinęła się złośliwa forma nowotworu. Poznane parametry i analizy uzyskanych wyników umożliwiłyby zastosowanie odpowiednich środków zapobiegawczych przed utratą stabilności głowy, która została zachwiana na skutek wycięcia narządu. W ostatnich latach bardzo intensywnie rozwija się przemysł związany bezpośrednio z projektowaniem sztucznych tkanek i narządów. Współczesna medycyna implantacyjna dysponuje różnorodnymi egzemplarzami tzw. sztucznych krtani, których głównym zadaniem

jest generowanie na zewnątrz drgań akustycznych w celach komunikacyjnych pacjenta. Jednak żadna z nich, nie zastępuje fizycznie braku występującego po resekcji krtani w przednim rejonie szyi. Znane są liczne funkcje krtani obejmujące procesy oddychania oraz porozumiewania się z innymi. Lekarze utożsamiają z nią nawet czynności takie jak oczyszczanie nosa z kataru, kaszlenie, a nawet wypróżnianie się, jednak w literaturze prawie w ogóle nieporuszana jest rola jaką struktury chrzęstne krtani odgrywają w procesie minimalizowania przemieszczeń, a co za tym idzie i naprężeń powstających w kręgach szyjnych [1].

Pojęciem znanym z mechaniki jest zagadnienie dotyczące punktów podparcia. Stabilniejszą strukturą jest ciało podtrzymywane w dwóch miejscach, cechuje się mniejszą podatnością na obciążenia niż to, które ma tylko jedną podporę. Ciałem podtrzymywanym przez dwie podpory może być w tym przypadku głowa opierająca się w głównej mierze na odcinku szyjnym kręgosłupa, który jest naturalnym rusztowaniem ciała, ale również pewnym rodzajem stabilizacji przedniej dla głowy są struktury chrzęstne krtani, która w swoim stałym położeniu zamocowana jest za pośrednictwem mięśni oraz tkanek miękkich szyi. W chwili utraty jednej podpory, ciało obciąża swoje jedyne podparcie, wpływając tym samym na generowanie się w jej obrębie naprężeń oraz odkształceń, które po obciążeniu krytyczną wartością tracą na własnej stateczności, ulegając tym samym pęknięciu, a co za tym idzie i osłabieniu położenia podtrzymywanego przez siebie ciała. Jak wobec tego amputacja krtani wpływa, pod względem biomechaniki tego odcinka, na stabilność kręgosłupa i jego wytrzymałość materiałową [2]?

## 2. METODYKA BADAŃ

Proces modelowania rozpoczęto od wykonania modelu geometrii odcinak szyjnego kręgosłupa na potrzeby analizy numerycznej. W tym celu wykorzystano zdjęcia z tomografii komputerowej w formacie DICOM. Rozdzielczość wykorzystanych obrazów wynosiła 512×512 pikseli, gdzie rozmiar pojedynczego piksela wynosił ok. 0,586 mm. Analizowany plik zawierał 408 przekrojów. Na tej podstawie utworzono modele przestrzenne struktur kostnych oraz chrzęstnych dla dwóch analizowanych przypadków:

- a. nr I – mężczyzna lat 71, bez wrodzonych wad genetycznych, zmarły na skutek zdarzenia, które nie wpłynęło na budowę układu kręgowego odcinka szyjnego kręgosłupa.
- b. nr II – mężczyzna lat 70 z wadą wrodzoną - niespojenie łuku C1 oraz zmianami zwyrodnieniowymi w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa, u którego na skutek przebytego nowotworu złośliwego amputowano krtani.

Następnie, w programie 3D Slicer służącym do utworzenia geometrii przestrzennej, sporządzono odrębnie każdą strukturę w formacie .obj. Uzyskane modele zaimportowano w programie Ansys Workbench, gdzie po nałożeniu wybranych warunków brzegowych wykonano analizę numeryczną metodą elementów skończonych.

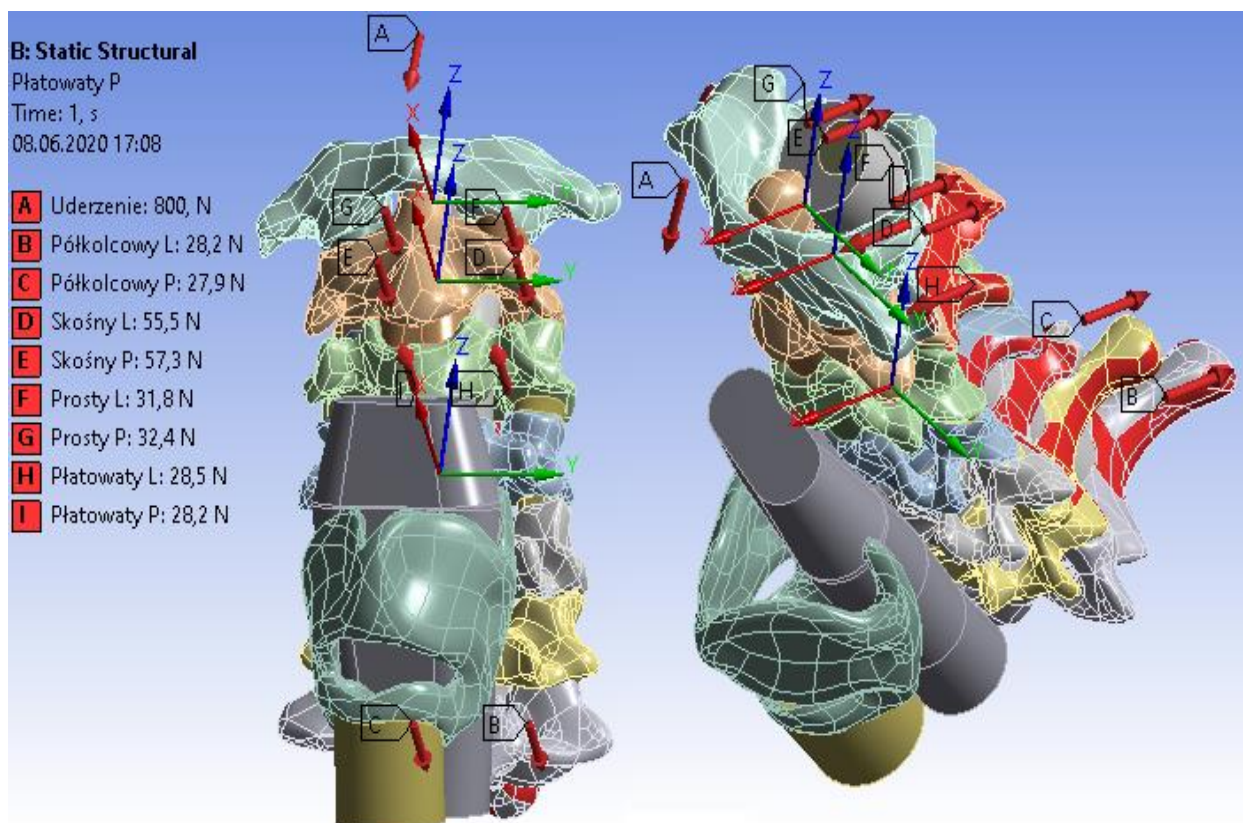
### 2.1. Modelowanie kręgosłupa oraz krtani w programie 3D Slicer

W celu przeprowadzenia analizy należało uprzednio przygotować geometrię struktur anatomicznych. W tym celu zaimportowano tomogram do programu 3D Slicer, gdzie poddano go dalszej obróbce. Na podstawie wyizolowanego obszaru przeprowadzono proces modelowania każdego z siedmiu kręgów oraz krtani osobno. Po przeanalizowaniu każdego

przekroju otrzymany kręgi poddano odpowiedniej modyfikacji w celu wygładzenia powierzchni zewnętrznej oraz zamieniono model powierzchniowy na model bryłowy.

## 2.2. Modelowanie kręgosłupa oraz krtańi w programie ANSYS Workbench

Przygotowane modele bryłowe zaimportowano do programu ANSYS. Ze względu na fakt, iż kręgi oraz krtańi charakteryzowały się licznymi odchyleniami od anatomicznego położenia, we wstępnym procesie modelowania należało odpowiednio rozmieścić względem siebie poszczególne elementy kręgosłupa oraz krtańi. Kolejnym etapem przygotowania obiektu było stworzenie krążków międzykręgowych występujących pomiędzy kręgami C2 – C7. Na etapie modelowania zdecydowano się na zastosowanie uproszczenia kształtu krążków, ponieważ z punktu widzenia obliczeń nie wpłynęło to znacząco na wynik, a jedynie wydłużyło proces rozwiązywania zadanego układu. Następnym zamodelowanym obiektem w programie ANSYS był fragment tchawicy, który rozpoczynał się na wysokości chrząstki pierścieniowatej, a kończył na wysokości kręgu C7. W celu określenia wpływu obciążeń na wytrzymałość rdzenia kręgowego, na etapie modelowania, przygotowano jego geometrię oraz struktury otaczających go tkanek miękkich. Rozmiar tkanek miękkich otaczających rdzeń dobierany był w taki sposób, aby na wysokości każdego kręgu zapewniony był kontakt rdzenia kręgowego z poszczególnymi strukturami kostnymi. W celu zapobiegnięcia kontaktu pomiędzy wyrostkami stawowymi sąsiadujących kręgów, należało uwzględnić geometrię płytek granicznych oddzielających od siebie te struktury. Ostatnim etapem modelowania było wykonanie fragmentu tkanki mięśniowej szyi, znajdującej się między kręgosłupem a krtańią. Końcowy efekt przedstawiono na Rys. 1.



Rys. 1. Model kręgosłupa oraz krtańi wraz z połączeniami w widoku z: a) przodu, b) lewej

### 2.3. Założenia przyjęte w analizie

Ostatnim etapem mającym na celu przygotowanie analizy numerycznej metodą elementów skończonych było zdefiniowanie warunków brzegowych i obciążeniowych dla modelu. Na początku należało dobrać odpowiednie stałe materiałowe dla poszczególnych geometrii. W pracy zastosowano pewne uproszczenie, które polegały na określeniu materiałów użytych na potrzeby analizy numerycznej jako izotropowe i liniowo sprężyste. Na potrzeby analizy numerycznej zdefiniowano materiały w sposób przedstawiony w Tabeli 1.

Tabela 1. Właściwości mechaniczne przyjętych materiałów [3 - 7]

Material	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
Krażki międzykręgowe	15,0	0,30
Kręgi szyjne	16 000,0	0,30
Płytki graniczne	100,0	0,40
Krtań/Tkanka chrzęstna	4500,0	0,40
Tkanka mięśniowa	10,0	0,30
Tkanka nerwowa	1,4	0,44

Po ustaleniu stałych materiałowych model został zdyskretyzowany. W celu jak najdokładniejszego dopasowania wybrano budowę elementów umożliwiającą dopasowanie do nieregularnych kształtów geometrii struktur anatomicznych, czyli czworoboki. Końcowy model kręgosłupa wraz z krtanią zbudowany był z 93 720 elementów oraz z 173 142 węzłów. W przypadku modelu kręgosłupa po resekcji krtani oraz z niespojonym łukiem C1 utworzono model składający się z 76 774 elementów i 151 615 węzłów. Przyjęto również niezbędne utwierdzenia niektórych elementów geometrii, w celu ograniczenia ruchomości w kierunkach. Przygotowana analiza niesie za sobą konieczność uwzględnienia sił odmięśniowych w tym rejonie. W oparciu o literaturę, wybrano 7 par mięśniowych, mających największy wpływ na ruchomość odcinka szyjnego. Skrótem PCSA, w Tabeli 2, oznaczono powierzchnię przekroju fizjologicznego mięśnia, wyrażoną w jednostce –  $\text{cm}^2$ .

Tabela 2. Wartości sił rozwijanych przez mięśnie [8]

Mięsień odcinka szyjnego	f [N/cm <sup>2</sup> ]	PCSA- prawy [cm]	PCSA- lewy [cm]	F <sub>m</sub> - prawy [N]	F <sub>m</sub> - lewy [N]
Mięsień czworoboczny	30	10,95	11,06	328,5	331,8
Mięsień mostkowo- obojczykowo-sutkowy	30	3,64	3,96	109,2	118,8
Mięsień półkolcowy głowy	30	0,93	0,94	27,9	28,2
Mięsień płatowaty głowy	30	0,94	0,95	28,2	28,5
Mięsień skośny dolny głowy	30	1,91	1,85	57,3	55,5
Mięsień prosty tylny większy głowy	30	1,08	1,06	32,4	31,8
Mięsień pochyły środkowy	30	1,88	1,87	56,4	56,1

Działanie powyższych par mięśniowych opiera się na zginaniu lub odwodzeniu głowy ku tyłowi. Są to naturalne mechanizmy przeciwdziałające uszkodzeniu szyjnego odcinka kręgosłupa w czasie gwałtownego odchylenia głowy do przodu na skutek nagłego szarpnięcia. W analizie przyjęto wartość siły obciążającej układ na poziomie 800 N, towarzyszącej procesowi gwałtownego pochylenia głowy, w chwili niespodziewanego zdarzenia, jakim jest na przykład nagłe hamowanie w środkach komunikacji.

### 3. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW

Na podstawie otrzymanych rezultatów dokonano analizy wyników z uwzględnieniem dwóch różnorodnych modeli. W Tabeli 3 przedstawiono otrzymane maksymalne wartości występujące w modelu odcinka szyjnego kręgosłupa przed i po resekcji krtani.

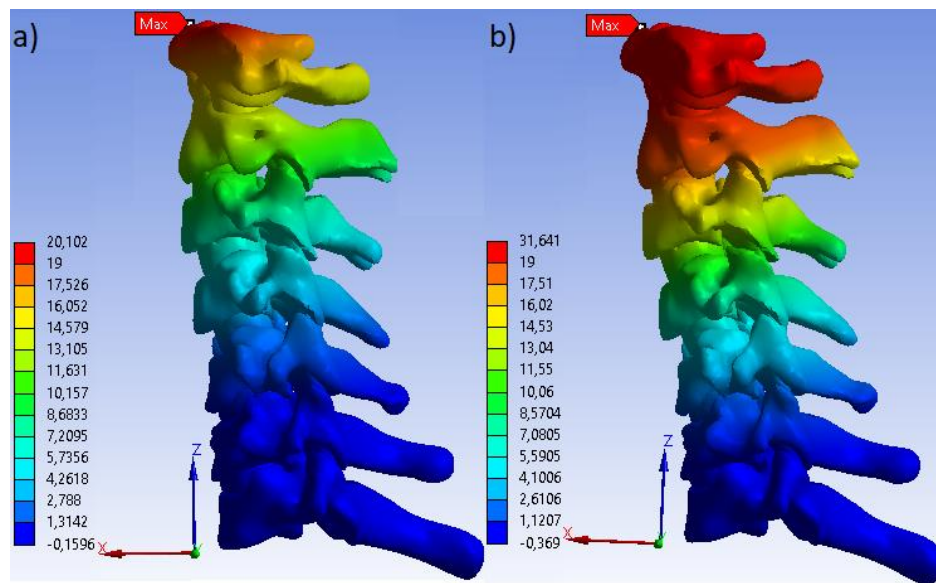
Tabela 3. Zestawienie wielkości otrzymanych z obliczeń w programie ANSYS Workbench

Parametr	Model kręgosłupa z krtanią		Model kręgosłupa z niespojonym łukiem C1 i usuniętą krtanią
$U_{sum}$ [mm]	20,60		32,38
$U_x$ [mm]	20,10		31,60
$U_y$ [mm]	4,43		6,75
$U_z$ [mm]	9,03		12,9
$\sigma_{HMH}$ [MPa]	135,27		192,62
$\sigma_1$ [MPa]	MAX	96,30	178,99
	MIN	-30,08	-34,25
$\sigma_3$ [MPa]	MAX	41,92	66,98
	MIN	-140,25	-228,91
$\varepsilon_1$ [mm/mm]	MAX	0,64	0,85
	MIN	-0,002	-0,002
$\varepsilon_3$ [mm/mm]	MAX	0,01	0,01
	MIN	-1,27	-1,48

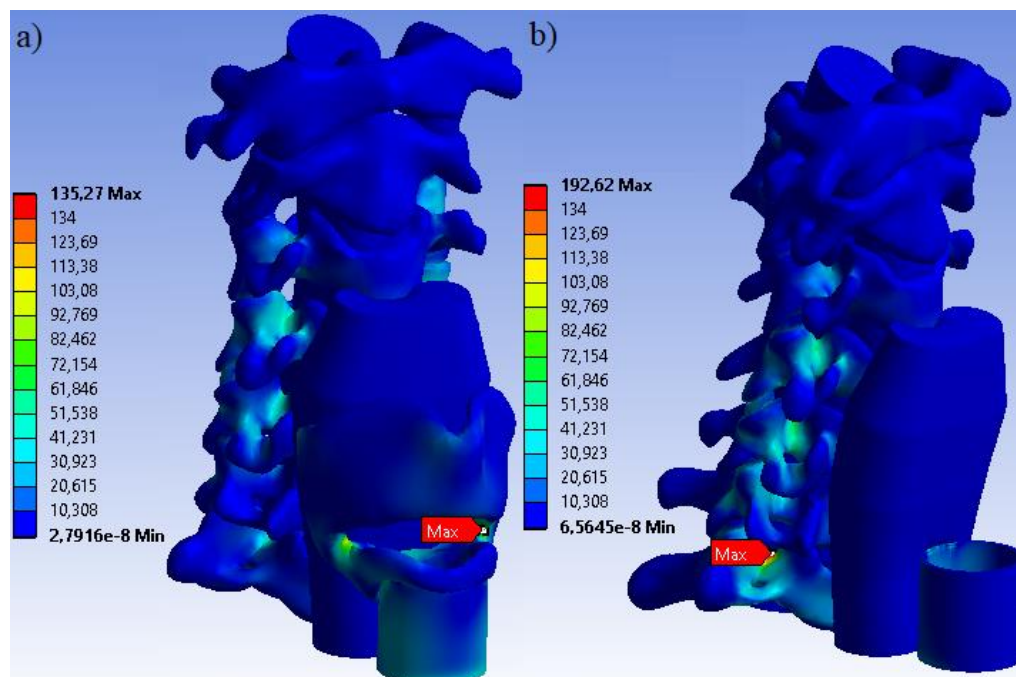
Efektom zastosowania w jednym modelu niespojenia łuku C1 oraz resekcji krtani na modelu kręgosłupa, było otrzymanie przemieszczenia o 11,78 [mm] większego w rejonie dwóch pierwszych kręgów szyjnych niż w przypadku modelu kręgosłupa zbudowanego prawidłowo pod względem anatomicznym. Mapę rozkładu przemieszczeń całkowitych przedstawiono na Rys. 2.

Naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (Rys. 3) występujące w model kręgosłupa z uwzględnionymi wadami genetycznymi oraz konsekwencji leczenia nowotworu złośliwego w porównaniu z modelem zdrowym, powiększyły się o 57,32 [MPa] w obrębie połączeń trzonu kręgu z wyrostkiem stawowym. Różnica wynikająca z zamodelowanych wad genetycznych spowodowała, więc powiększenie występującego naprężenia zredukowanego o 42,37%.

Odkształcenie w kierunku głównym zwiększyło się o 21% w porównaniu do wyjściowego stanu modelu zbudowanego prawidłowo pod względem anatomicznym (Rys. 4).



Rys. 2. Mapy rozkładu przemieszczeń całkowitych dla modelu kręgosłupa: a) z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani



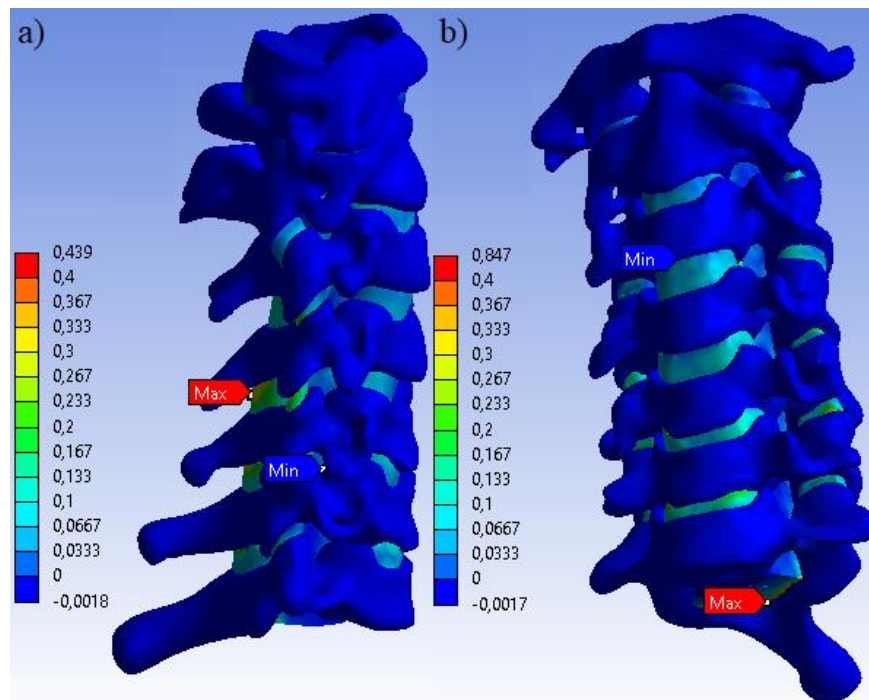
Rys. 3. Mapy rozkładu naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego dla modelu kręgosłupa: a) wraz z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani

#### 4. WNIOSKI

Przygotowane opracowanie pozwoliło na szczegółową analizę parametrów wytrzymałościowych. Model kręgosłupa wraz z krtanią został obciążony wybranymi parami mięśni, których działanie miało przeciwdziałać skutkom przyłożonej do ciała siły. Analiza modelu pozwoliła na stwierdzenie, iż przyłożenie do ciała siły, nie skutkowało dla struktur krytycznymi wielkościami parametrów. Maksymalne wartości osiągnięte w rejonie krtani,



miały charakter punktowy i wynikały ze złożonej budowy badanych geometrii. W obszarze modelu nie doszło do przekroczenia zakresu wytrzymałości użytego dla odcinka kręgosłupa



**Rys. 4. Mapy rozkładu odkształceń w kierunkach głównych  $\epsilon_1$  wyizolowanego modelu kręgosłupa: a) z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani**

materiału, gdzie w przypadku kości korowej wytrzymałość na rozciąganie to przedział wielkości 90-170 [MPa].

Po usunięciu geometrii krtani oraz dodania schorzenia w postaci niespojenia łuku C1, model poddano identycznej sile, która w skutkach miała minimalizować przyłożone siły pochodzenia odmięśniowego. W tym przypadku można wyróżnić znaczące zmiany w każdym analizowanym parametrze. W górnej części modelu, a dokładnie w obrębie kręgów C1 i C2 doszło do najwyższych przemieszczeń całkowitych. Po przeanalizowaniu przemieszczeń występujących kierunkowo względem przyjętego układu współrzędnych, najwyższe przesunięcie nastąpiło w osi x, czyli dokładnie w kierunku po jakim został przyłożony wektor siły. Największe różnice zauważalne są w obszarze naprężeń głównych, gdzie wartości zwiększyły się niemal dwukrotnie. Krytyczne wartości przekraczające granicę wytrzymałości dla tkanki kostnej (powyżej 170 [MPa]) zarejestrowano lokalnie, w obszarach wyrostków poprzecznych oraz w miejscu przewężenia w rejonie krtani. W pozostałych strukturach pojawiły się wielkości z przedziału 148-160 [MPa], co znaczy, że kręgi znajdują się na granicy wytrzymałości na rozciąganie. Wytężenie w kręgach znajduje się, na poziomie wytrzymałości dla tych struktur. Duże wartości analizowanych parametrów odnotowywane były w rejonie kręgów C6 i C7, co świadczy, iż najmniejszą koncentracją w przypadku kręgosłupa po resekcji krtani uległ górny odcinek, a najmocniej obciążona została jego podstawa. Podsumowując wyniki otrzymane dla tego modelu można zauważyć, iż brak struktury chrzęstnej stabilizującej przednią część kręgosłupa szyjnego wpływa na jego charakterystykę mechaniczną. Brak krtani przyczynia się do zwiększenia wartości naprężeń oraz występowania w tym rejonie odkształceń kierunkowych, które na skutek niespodziewanego zdarzenia jakim jest mocne pochylenie głowy do przodu mogą przyczynić

się do pęknięcia struktur łączących trzon kręgu z wyrostkami stawowymi. W konsekwencji tego może dojść do różnego rodzaju powikłań wynikających z kruchego przerwania ciągłości tkanki kostnej, zwłaszcza w dolnej części odcinka szyjnego kręgosłupa. Jednocześnie resekcja krtani połączona z wadą wrodzoną w postaci niespojonego łuku C1, nie wpłynęła na naprężenia występujące w obrębie rdzenia kręgowego [10].

Inspiracją do poruszenia powyższego zagadnienia była rozmowa z biegłym medycyny sądowej, u którego zainteresowanie wzbudził przypadek śmierci, po pęknięciu kręgu C1 u mężczyzny po zabiegu resekcji krtani. Żadna ogólnodostępna literatura nie porusza zagadnienia wpływu usunięcia krtani na pogorszenie własności wytrzymałościowych odcinka szyjnego kręgosłupa. Powołując się na słowa lekarzy o domniemanym wpływie, postanowiono przeprowadzić badania, mogące uzupełnić „lukę literaturową” odnośnie powyższego zagadnienia.

## LITERATURA

- [1] <https://zdrowie.pap.pl/senior/zycie-bez-krtani-wciaz-mozna-niezle-zyc-choc-inaczej> (dostęp na dzień 11.06.2020)
- [2] Bochenek A.: Anatomia człowieka, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007
- [3] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa u człowieka, Aktualne Problemy Biomechaniki nr 5, 2011, s. 165-170
- [4] Stachowiak E., Balin A., Bielecki T., Wodarski P.: Wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy niestabilności rzepki, XI Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej, 2014, s. 117-118
- [5] Wheatley B. B., Morrow D. A., Odegard G. M., Kaufman K. R., Donahue T. L. H.: Skeletal muscle tensile strain dependence: hyperviscelastc nonlinearity, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2015, p. 445-454
- [6] Lee K. H., Duffy P. S., Bieber A. J.: Deep Brain Stimulation: Indications and Applications, CRC Press, Stanford, 2016
- [7] Zwirner J., Scholze M., Hammer N.: Mechanical Properties of Human Dura Mater in Tension – An Analysis a tan Age Range of 2 to 94 Years, Scientific Reports, 2019
- [8] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologi Eksploatacji-PIB, Radom, 2011, s. 139-194
- [9] Buśkiewicz J.: Podstawy konstrukcji w protetyce, Akademicka Oficyna Wydawnicza, AGH, 2008, s. 11-12
- [10] Bakshi A., Fischer O., Dagci T.: Mechanically engineered hydrogel scaffolds for axonal growth and angiogenesis after transplantation in spinal cord injury, Journal of Neurosurgery, 2004



## **NUMERICAL ANALYSIS OF THE IMPACT OF LARYNGEAL RESECTION ON THE STRENGTH PROPERTIES OF THE CERVICAL SPINE**

**Abstract:** The main purpose of this thesis was to show dependencies between disfunctions in the cervical spine area and a stability of the head of a patient, who was additionally subjected to larynx resection due to malignant tumor. The examination allowed to determine whether presence or absence of a larynx has an impact on the location of the head's center of gravity and mechanisms of loads; this was achieved by means of numerical analysis carried out on a healthy patient.