

Natalia MAKSYM CZAK¹, Arkadiusz DUDEK², Agnieszka NOSZCZYK-NOWAK³,
Agnieszka MACKIEWICZ², Romuald BĘDZIŃSKI²

¹ Koło Naukowe BIOMEDUZ, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

² Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

³ Wydział Medycyny Weterynaryjnej, Uniwersytet Przyrodniczy we Wrocławiu, Wrocław

BADANIA BIOMECHANICZNE TCHAWICY W WARUNKACH WIELOKIERUNKOWEGO OBCIĄŻENIA

Streszczenie: Uszkodzenia tchawicy spowodowane wprowadzeniem rur umożliwiających przywrócenie wentylacji płuc. Identyfikacja parametrów mechanicznych jest konieczna w celu rozpoznania patomechanizmu zmian w tkance, związanych z nieprawidłową przebudową. Uzyskane rezultaty badań mechanicznych pozwoliły na opracowanie modelu matematycznego tchawicy w warunkach wielokierunkowego obciążenia. Umożliwi to przewidywanie nadmiernych lokalnych zaburzeń pól odkształceń i naprężeń tchawicy, występujących podczas wprowadzenia rurki intubacyjnej, które do tej pory nie zostały jeszcze dokładnie zbadane.

Słowa kluczowe: tchawica, właściwości mechaniczne, model matematyczny, model hipersprężysty Mooney-Rivlin, intubacja

1. WSTĘP

Tchawica ma postać sprężystej rury umożliwiającej wymianę gazów oddechowych między płucami a otoczeniem. Narząd ten wykazuje pewne nieciągłości strukturalno-materiałowe co związane jest z występowaniem w jego budowie półprścieni chrzęstnych, które połączone są pasmami tkanki łącznej (więzadła obrączkowe) i mięśniami gładkimi [2]. Taki rozkład poszczególnych tkanek powoduje wzmocnienie narządu w części przedniej i bocznej zapewniając znaczną sztywność pozwalającą na przeciwdziałanie naciskom i ruchom tkanek otaczających, przy jednoczesnym zachowaniu elastyczności w celu umożliwienia rozciągania i kurczenia się tchawicy podczas procesu oddychania i kaszlu [9]. Odkształcenie tkanki mięśni gładkich wywiera naprężenia rozciągające i zginające na pierścienie chrzęstne i moduluje zmianę średnicy światła podczas oddychania [10].

Stany patologiczne tchawicy takie jak malacja czy zwężenia podgłośniowe są najczęściej spowodowane przedłużoną intubacją lub wykonaniem zabiegów tracheotomii. Wykorzystanie rurek intubacyjnych jak i tracheotomijnych jest konieczne w celu zapewnienia prawidłowej wentylacji płuc, jednakże niejednokrotnie ich wprowadzenie może prowadzić do przerwania ciągłości ściany tchawicy, powodując jej nieszczelność [3,4].

Określenie właściwości mechanicznych tchawicy jako narządu rurowego wymaga opracowania specjalnego protokołu badawczego. Trudności badawcze wynikają z anizotropii narządu, wysokiej odkształcalności oraz kierunku przyłożenia obciążenia. Kluczowym podczas

badan jest szczegółowe określenie zamocowania próbki, co wpływa na kształt i wartości uzyskanej charakterystyki.

Celem badań było wyznaczenie charakterystyki mechanicznej tchawicy świńskiej w wielokierunkowym stanie obciążenia oraz jej modelu matematycznego, co w literaturze wciąż jest opisane w niewielkim stopniu. Uzyskanie informacji na temat zachowania mechanicznego tchawicy pozwoli na zmodyfikowanie konstrukcji rurki intubacyjnej, co umożliwi obniżenie nadmiernych odkształceń w ścianach tchawicy podczas przedłużonej intubacji z wykorzystaniem rurki i jednocześnie będzie zapobiegać jej uszkodzeniu lub zwężeniu.

2. METODYKA

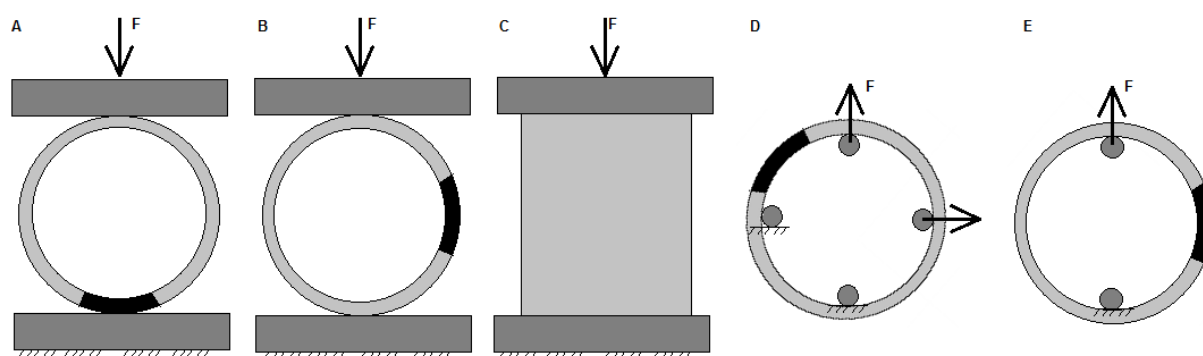
Motywacją do podjęcia badań stał się przypadek 58-letniej pacjentki, u której w trakcie zabiegu znieczulenia ogólnego dotchawiczego doszło do przerwania powłoki tchawicy (otwór około 3 mm po stronie przedniej), co spowodowało powstanie stanu odmy podskórnej. W następstwie powyższej ingerencji komplikacje doprowadziły do odmy opłucnowej, a to przyczyniło się bezpośrednio do nagłego pogorszenia stanu zdrowia pacjentki. W praktyce klinicznej używa się wielu rodzajów rurek intubacyjnych i tracheotomijnych wykonanych z materiałów polimerowych, które charakteryzują się sztywnością znacznie wyższą niż ściany tchawicy. Warto podkreślić, że wiele z przypadków komplikacji w obrębie tchawicy jest związanych z błędem personelu medycznego. Aby ograniczyć ryzyko następstw zastosowania rurek wentylacyjnych, w tym o wydłużonym czasie użytkowania należy zastanowić się nad zmianą ich konstrukcji w celu atraumatycznego wprowadzenia, przy jednoczesnym uzyskaniu zmniejszonych nacisków powierzchniowych na ściany tchawicy. Przed wprowadzeniem modyfikacji materiałowych i oddziaływania na granicy tkanka-rurka intubacyjna należy określić parametry materiałowe tkanki, stąd zdecydowano się na badania mechaniczne tchawicy w stanie wielokierunkowego obciążenia. Jako model badawczy wybrano tchawicę świńską ze względu na wymiary zbliżone do narządu ludzkiego. Preparaty zostały pozyskane jako wtórny materiał ze świń objętych pozwoleniem na badania kliniczne układów kardiologicznych wg zgody 7/2016 komisji bioetyki. Próbki zostały pobrane od 8 osobników, których masa wahała się w granicach około 60-120 kg. Badania wykonano na tchawicach „świeżych”, które pobrano po uśmierceniu zwierząt i przechowywano w roztworze 0,9% soli fizjologicznej w obniżonej temperaturze (4°C) w czasie nieprzekraczającym 6h do chwili zamrożenia. Mrożenie odbywało się w temperaturze -18°C. Przed badaniem próbki rozmrożono przez noc do temperatury otoczenia (23,5°C), pozostawiając je w roztworze soli fizjologicznej w celu ich optymalnego uwodnienia. Z tchawicy wycięto po 6-10 próbek pierścieniowych o wysokości do 5 mm dla próbek rozciąganych i około 20 mm dla próbek ściskanych. Liczebność próbek dla poszczególnych testów przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Liczebność próbek dla poszczególnych testów

| Typ badania | Liczebność próbek |
|--------------------------------------|-------------------|
| Ściskanie promieniowe bok | 8 |
| Ściskanie promieniowe dół | 8 |
| Ściskanie osiowe | 8 |
| Rozciąganie promieniowe 1-kierunkowe | 18 |
| Rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe | 18 |

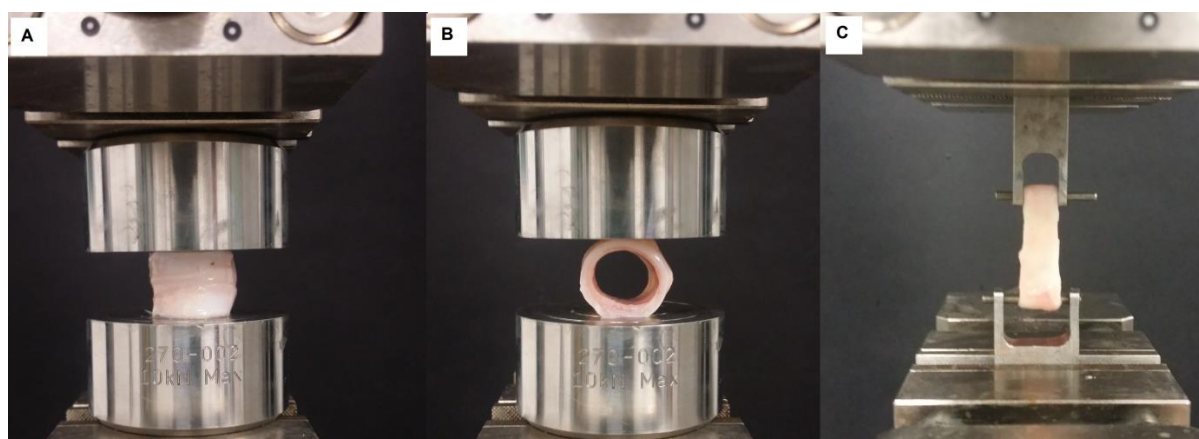
Ze względu na występowanie strefy pozbawionej pierścienia chrzęstnego podczas testów uwzględniono jego umiejscowienie. W ramach protokołu przeprowadzono próby promieniowego

ściskania, jednoosiowego ściskania oraz jedno- i dwukierunkowego promieniowego rozciągania tkanki pierścieniowej (rys. 1.).



Rys. 1. Schemat obciążania próbek: A, B – ściskanie promieniowe, C- ściskanie osiowe, D – rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe, E – rozciąganie promieniowe jednokierunkowe. Kolorem czarnym oznaczono strefę, w której nie występuje pierścień chrząstny

Badania przeprowadzono z wykorzystaniem elektrodynamicznej maszyny wytrzymałościowej Zwick Roell EPZ005 w zakresie obciążenia quasi-statycznego z prędkością 5 mm/ min. Podczas próby ściskania zastosowano talerze do kompresji, które zamocowano w szczękach maszyny (rys. 2. A,B). W przypadku próby rozciągania promieniowego jedno- i dwukierunkowego wykorzystano autorskie stanowiska umożliwiające uzyskanie prostego (rys. 2C) i wielokierunkowego stanu obciążenia w kierunku obwodowym. Mocowanie próbek podczas badań przedstawiono na rys. 2.

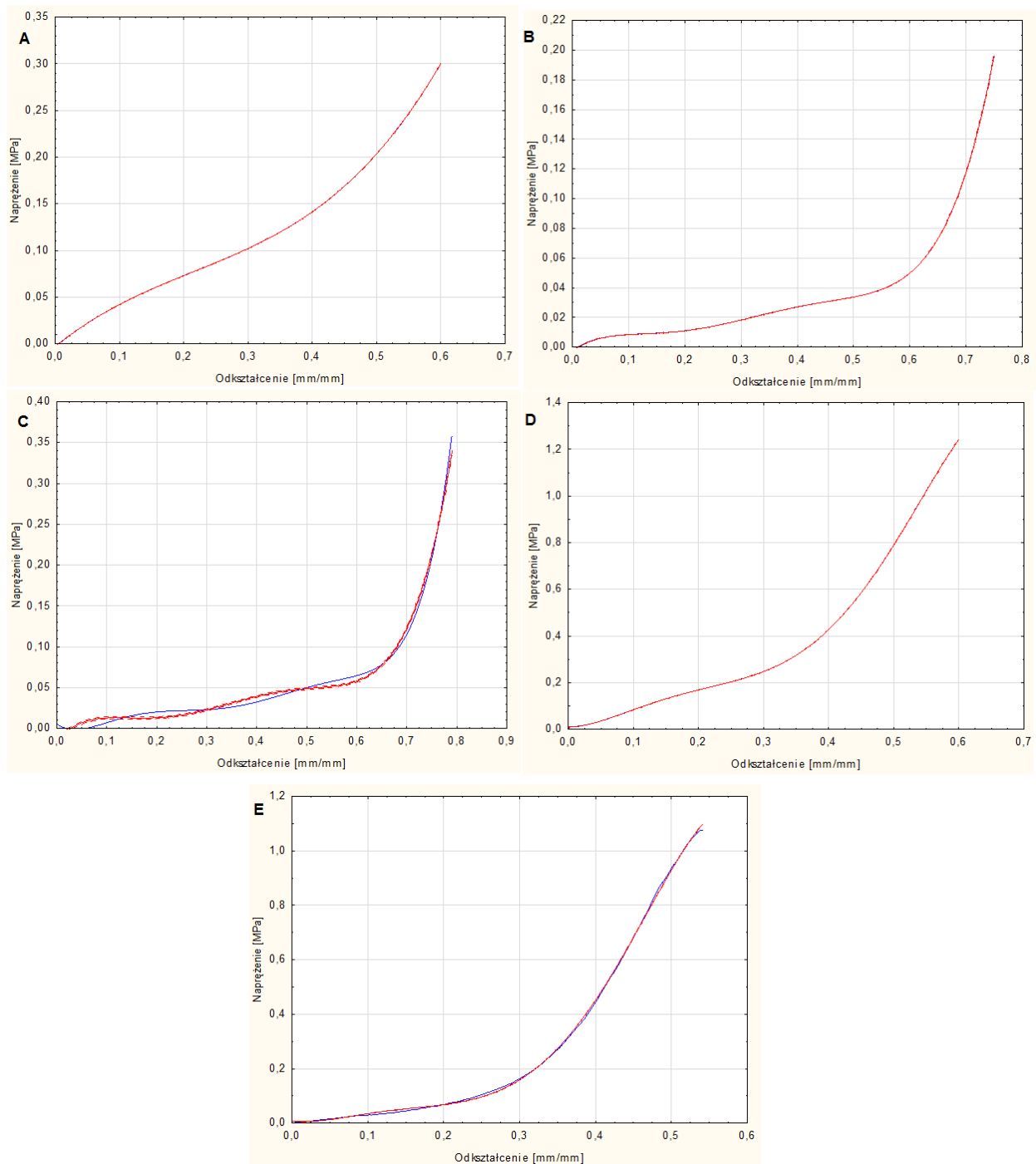


Rys. 2. Mocowanie próbek w stanowiskach maszyny wytrzymałościowej Zwick Roell: A,B – próba ściskania, C – próba rozciągania promieniowego jednokierunkowego

W rezultacie przeprowadzonych badań uzyskano charakterystyki zależności siła – wydłużenie próbki.

3. WYNIKI

Krzywe zależności siła-wydłużenie uzyskane z testu obciążenia próbek były podstawą do dalszych analiz. Znając wymiary próbek przeliczono otrzymane dane na wartości naprężenia i odkształcenia (rys. 3) w programie STATISTICA, gdzie wyznaczono również krzywe regresji ($p=0,95$ oraz $R^2>0,92$).



Rys. 3. Krzywe regresji serii danych otrzymanych podczas próby: A- ściskania osiowego, B – ściskania promieniowego – strefa bez chrząstki ułożona równoległe do kierunku ściskania, C – ściskania promieniowego – strefa bez chrząstki ułożona prostopadłe do kierunku ściskania, D – rozciągania promieniowego jednokierunkowego, E – rozciągania promieniowego dwukierunkowego

Charakterystyki mechaniczne dowiodły, że badane próbki tchawic wykazują cechy materiału hipersprężystego. W module Engineering Data oprogramowania Ansys 16.2 wykonane zostało dopasowanie krzywej napężeniowo-odkształceniowej uzyskanej podczas testów do istniejących modeli materiałowych, między innymi Mooney-Rivlina, Neo-Hookean oraz Yeoha. Modele te zostały wybrane zgodnie z doniesieniami literaturowymi [1,3,8]. Na podstawie porównania stopnia zbieżności określono, że najlepsze dopasowanie modelu matematycznego wykazuje model 9-parametryczny Mooney-Rivlin (tab. 2), na co wskazują najniższe wartości residuum.

Tabela 2. Wartości residuum dopasowania krzywych eksperymentalnych dla poszczególnych modeli hipersprężystych

| Typ badania | Wartość residuum | | | | |
|--------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------|----------------------|
| | Mooney-Rivlin 3-parametryczny | Mooney-Rivlin 5-parametryczny | Mooney-Rivlin 9-parametryczny | Neo-Hookean | Yeoh 3-parametryczny |
| Ściskanie promieniowe bok | 48,5 | 29,8 | 12,0 | 83,9 | 45,1 |
| Ściskanie promieniowe dół | 98,2 | 57,6 | 9,0 | 391,9 | 109,2 |
| Ściskanie osiowe | 32,2 | 11,5 | 5,4 | 85,6 | 47,3 |
| Rozciąganie promieniowe 1-kierunkowe | 8,6 | 4,8 | 2,6 | 47,5 | 5,3 |
| Rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe | 43,1 | 29,8 | 15,6 | 480,6 | 31,7 |

Do opisu tego modelu wykorzystuje się funkcję jednostkowej energii odkształcenia będącą analityczną funkcją tensora odkształcenia opisanego wzorem (1):

$$W_9 = C_{10}(I_1 - 1) + C_{01}(I_2 - 1) + C_{20}(I_1 - 1)^2 + C_{02}(I_2 - 1)^2 + C_{11}(I_1 - 1)(I_2 - 1) + C_{30}(I_2 - 1)^3 + C_{03}(I_1 - 1)^3 + C_{21}(I_1 - 1)^2(I_2 - 1) + C_{12}(I_1 - 1)(I_2 - 1)^2 + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (1)$$

Obliczone wartości stałych materiałowych modelu Mooney-Rivlin dla poszczególnych wykonanych prób wytrzymałościowych zostały zestawione w tabeli 3.

Tabela 3. Stałe materiałowe modelu Mooney-Rivlin

| Stała | Próba ściskania | | | Próba rozciągania | | |
|-------|-----------------|-------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|---------------------------|-----|
| | osiowe | promieniowe – strefa chrząstki ułożona równoległe do kierunku ściskania | promieniowe – strefa chrząstki ułożona prostopadle do kierunku ściskania | promieniowe jednokierunkowe | promieniowe dwukierunkowe | |
| C10 | 6,1313 | 1,7601 | 0,33333 | -9,0131 | 1,1351 | MPa |
| C01 | -6,1567 | -1,7748 | -0,16667 | 9,2834 | -1,084 | MPa |
| C20 | 19411 | 8572,1 | -0,0026829 | -83433 | 4702,50 | MPa |
| C11 | -38616 | -17106 | 0,023861 | 166540 | -9371,90 | MPa |
| C02 | 19185 | 8528,8 | -0,0026581 | -83073 | 4672,60 | MPa |
| C30 | 684,26 | 102,89 | -0,000203181 | -1580,9 | 357,56 | MPa |
| C21 | -3229,3 | -544,97 | 0,0015926 | 7730,7 | -959,73 | MPa |
| C12 | 524,47 | -1092,5 | -0,0041633 | 7229 | -79,156 | MPa |
| C03 | -1046,3 | 237,93 | 0,001831 | -726,8 | 11,17 | MPa |

Wartości zebrane w tabeli, uzupełniające funkcję gęstości energii sprężystej pozwolą na zamodelowanie tchawicy w wielokierunkowym stanie obciążenia wynikającego z ruchów oddechowych oraz staną się podstawą do wyznaczenia parametrów materiałów wykorzystywanych na przyszłe konstrukcje rurek intubacyjnych wchodzących w interakcję ze ścianami tego narządu.

4. Dyskusja

Urazy i schorzenia narządu człowieka takiego jak tchawica, stanowią istotne zagadnienie zarówno z punktu widzenia medycznego, społecznego jak i ekonomicznego. W przypadku daleko posuniętych zmian w obrębie tkanek, nowoczesna medycyna umożliwia wykorzystanie w organizmie człowieka sztucznych struktur wspomagających lub zastępujących funkcje tkanki. Zaprojektowanie elementów zastępczych dla układu oddechowego wykonanych z innowacyjnych materiałów wymaga znajomości struktury, własności i parametrów materiałowych tkanki w stanie fizjologicznie prawidłowym i dysfunkcyjnym [5,7]. Prowadzenie pomiarów eksperymentalnych dla materiałów biologicznych jest utrudnione. Nie opracowano do tej pory ujednoczonych procedur pobierania i badania próbek. Warto zwrócić uwagę, że czas od chwili uśmiercenia modelu osobniczego, poprzez etap pobrania próbki oraz jej transportu, do chwili zakończenia badań eksperymentalnych jest niezwykle istotny. Nieodżywiane tkanki pobrane z modelu zwierzęcego lub ludzkiego zmieniają swoje charakterystyki mechaniczne. Badacz staje przed alternatywą czasochłonnej preparatyki próbki a uzyskaniem rzetelnych wyników badań eksperymentalnych. Szczególnie trudnym materiałem badawczym pochodzenia biologicznego są wysoce uwodnione tkanki miękkie.

W literaturze wciąż brakuje wyników badań określających zachowanie tchawicy w wielokierunkowym stanie obciążenia. Identyfikacja parametrów mechanicznych umożliwi rozpoznanie procesów patologicznych zmian w tkance, pozwoli na opracowanie nowych technik w leczeniu zachowawczym i operacyjnym, w tym z wykorzystaniem elementów zastępczych (medycyna regeneracyjna) oraz da możliwość przeciwdziałania nieprawidłowej przebudowie. Uzyskane rezultaty pozwolą na opracowanie innowacyjnej rurki intubacyjnej, która podczas wydłużonego czasu użytkowania nie będzie powodować nadmiernych lokalnych zaburzeń pól odkształceń i naprężeń w ścianie tchawicy.

Uzyskane wyniki badań eksperymentalnych wykazały ponad 3-krotnie niższą wytrzymałość narządu tchawicy podczas prób ściskania w porównaniu z jej właściwościami podczas próby rozciągania. Warto zauważyć, że podczas próby dwukierunkowego promieniowego rozciągania odkształcalność tchawicy jest niższa niż w przypadku jednokierunkowego przyłożenia siły rozciągającej. W każdym z przypadków próby wytrzymałości zauważono nieliniowość charakterystyki zależności naprężenie-odkształcenie, co jest związane z anizotropową budową narządu. Rezultaty zrealizowanych badań są zbliżone do wyników Lee et al. (2018), którzy jako model badawczy wykorzystali znacznie mniejszy model zwierzęcy jakim jest królik. Uzyskali oni odkształcalność w zakresie nieniszczącym 50-70% [6]. Konieczność matematycznego zapisu zachowania tchawicy pod wpływem obciążenia pozwoliła na określenie jej właściwości hipersprężystych, a co z tego wynika pozwoli na opracowanie bardziej zaawansowanych modeli konstytutywnych.

Przedstawione wyniki mają charakter wstępnej analizy zachowania materiału tchawicy w warunkach różnie-ukierunkowanego obciążenia w podejściu makroskalowym. Warto podkreślić, że uzupełnieniem otrzymanych rezultatów przed opracowaniem konstrukcji będą badania mechaniczne poszczególnych tkanek strukturalnych. Aby zweryfikować

uzyskane wyniki należy opracowywać model numeryczny tchawicy, a także interakcji tchawicy z rurką intubacyjną.

LITERATURA

- [1] Bagnoli P., Acocella F., di Giancamillo M., Fumero R., Costantino M.L.: Finite element analysis of the mechanical behavior of preterm lamb tracheal bifurcation during total liquid ventilation, *J. Biomech*, 2013, 46, 462-469,
- [2] Brand-Saberi B., Schäfer T.: Trachea: anatomy and physiology, *Thorac Surg Clin*, 2014 24(1), 1-5,
- [3] Del Palomar A.P., Trabelsi O., Mena A., López-Villalobos J.L., Ginel A., Doblaré M.: Patient-specific models of human trachea to predict mechanical consequences of endoprosthesis implantation, *Philos. Trans. A Math. Phys. Eng. Sci.*, 2010, 368, 2881-2896,
- [4] Jiang L., Liu J., Gonzalez-Rivas D.: Thoracoscopic surgery for tracheal and carinal resection and reconstruction under spontaneous ventilation, *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2018, 155(6), 2746-2754,
- [5] Kang Y., Wang C., Qiao Y., Gu J., Zhang H., Peijs T., Kong J., Zhang G., Shi X.: Tissue-Engineered Trachea Consisting of Electrospun Patterned sc-PLA/GO- g-IL Fibrous Membranes with Antibacterial Property and 3D-Printed Skeletons with Elasticity, *Biomacromolecules*, 2019, Mar 19, article in press,
- [6] Lee J.S., Park J., Shin D.A., Ryu Y.J., Kim H.C., Lee J.C., Kwon S.K.: Characterization of the biomechanical properties of canine trachea using a customized 3D-printed apparatus, *Auris Nasus Larynx.*, 2018, 18, 30486-3,
- [7] Li D., Yin Z., Liu Y., Feng S., Liu Y., Lu F., Xu Y., Min P., Hou M., Li K., He A., Zhang W., Liu W., Zhang Y., Zhou G., Cao Y.: Regeneration of trachea graft with cartilage support, vascularization, and epithelization. *Acta Biomater*, 2019, 1742-7061,
- [8] Murphy C., Kelliher D., Davenport J.: Shape and material characteristics of the trachea in the leatherback sea turtle promote progressive collapse and reinflation during dives, *J. Exp. Biol.*, 2012, 215, 3064-3071,
- [9] Proctor D.F., The upper airways. II. The larynx and trachea *Am Rev Respir Dis*, 1977, 115, 315-342,
- [10] Roberts C.R., Rains J.K., Paré P.D., Walker D.C., Wiggs B., Bert J.L.: Ultrastructure and tensile properties of human tracheal cartilage, *J. Biomech*, 1997, 31, 81-86.

BIOMECHANICAL TESTING OF TRACHEA IN A MULTIDIRECTIONAL LOAD STATE

Abstract: Tracheal injury caused by the introduction of tubes to restore lung ventilation. Identification of mechanical parameters is necessary in order to identify changes in the pathomechanism of tissue associated with abnormal remodeling. The results of mechanical tests allowed us to develop a mathematical model of the trachea in a multidirectional load conditions. This will allow prediction of excessive local disturbances of the fields of strain and stress in the trachea wall occurring during the insertion of the tracheal tube, which so far have not yet been thoroughly investigated.