

# BADANIE PROCESU RELAKSACJI NAPRĘŻEN SKÓRY ŚWIŃSKIEJ

ANETA LIBER-KNEĆ\*, SYLWIA ŁAGAN

ZAKŁAD MECHANIKI DOŚWIADCZALNEJ I BIOMECHANIKI,  
INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ,  
POLITECHNIKA KRAKOWSKA  
AL. JANA PAWŁA II 37, 31-864 KRAKÓW  
\*E-MAIL: ALIBER@PK.EDU.PL

## Streszczenie

Właściwości mechaniczne tkanki skórnej są heterogeniczne, anizotropowe, nieliniowe i lepkoelastyczne ze względu na jej niejednorodność oraz kompleksowość struktur. W artykule opisano badania relaksacji naprężeń świeżej tkanki skóry świńskiej dla różnych poziomów odkształcenia (5%, 10% i 15%). Próbkę zostały pobrane z grzbietu zwierzęcia, równolegle oraz prostopadłe w stosunku do jego długiej osi ciała. Statyczna próba rozciągania została przeprowadzona w celu scharakteryzowania parametrów mechanicznych skóry: moduł Younga dla równoległych/prostopadłych próbek wyniósł  $11,5 \pm 2,5/19,0 \pm 2,1$  MPa, wytrzymałość na rozciąganie  $11,4 \pm 1,4/13,0 \pm 1,7$  MPa, odkształcenie przy zniszczeniu  $21,3 \pm 1,1/34,4 \pm 4,7$  mm. Różne kierunki pobrania próbek wpłynęły na właściwości lepkoelastyczne. Dla próbek prostopadłych zostały osiągnięte następujące poziomy naprężenia początkowe: dla 5% odkształcenia około 0,3 MPa w 30 s, dla 10% odkształcenia około 1,1 MPa w 60 s i dla 15% odkształcenia 2,3 MPa w 90 s. Naprężenie początkowe osiągnięte dla próbek równoległych dla 5% odkształcenia wyniosło 0,3 MPa w 30 s, dla 10% odkształcenia 0,4 MPa w 60 s, i dla 15% odkształcenia osiągnęło wartość 1 MPa w 90 s. Krzywe relaksacji miały różny zakres czasu relaksacji dla różnych poziomów odkształcenia. Czas relaksacji dla równoległych/prostopadłych próbek dla różnych poziomów odkształcenia wyniósł: 5% - 90/100 s, 10% - 110/150 s, 15% - 1000/1600 s. Do matematycznego modelowania mechanicznych właściwości tkanki skórnej świni wykorzystano model QLV.

**Słowa kluczowe:** skóra, lepkoelastyczność, relaksacja naprężeń, właściwości mechaniczne

[Inżynieria Biomateriałów 134 (2016) 18-24]

## Wprowadzenie

Ludzka skóra stanowi kompleksową tkankę składającą się z kilku heterogenicznych warstw, naskórka, skóry właściwej i tkanki podskórnej. Każda warstwa posiada unikalną strukturę i funkcję [1-3]. Naskórek składa się z komórek i resztek komórkowych, skóra właściwa w większości z sieci włókien kolagenowych, retikuliny i elastynowych, a tkanka podskórna przede wszystkim składa się z tkanki łącznej i płatków tłuszczu [4]. Skóra poddana działaniu naprężenia zachowuje się jak niehomogeniczny, anizotropowy, nieliniowy i lepkoelastyczny materiał [2,4]. Typowy wykres naprężenie-odkształcenie dla skóry prezentuje właściwości nieliniowe i składa się z trzech faz. W początkowym etapie obciążenia, włókna kolagenowe są splecione w wzór rombu, a duże deformacje skóry pojawiają się przy relatywnie małym obciążeniu. W tej fazie włókna elastyny (które utrzymują skórę gładką) są głównie odpowiedzialne za mechanizm rozciągania.

# TESTING STRESS RELAXATION PROCESS OF A PORCINE SKIN

ANETA LIBER-KNEĆ\*, SYLWIA ŁAGAN

DIVISION OF EXPERIMENTAL MECHANICS AND BIOMECHANICS,  
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING,  
CRACOW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
AL. JANA PAWŁA II 37, 31-864 KRAKÓW, POLAND  
\*E-MAIL: ALIBER@PK.EDU.PL

## Abstract

Mechanical behavior of skin tissue is described as heterogeneous, anisotropic, nonlinear and viscoelastic because of its nonhomogeneous, complex structure. This paper reports the study stress relaxation behavior of fresh porcine tissue skin for different strain levels (5%, 10% and 15%). The samples were taken parallel and perpendicular to the long axis of the pig's body, from dorsal area. The tensile test of skin samples was carried out to characterize mechanical parameters of skin material: Young's modulus for parallel/perpendicular samples was  $11.5 \pm 2.5/19.0 \pm 2.1$  MPa, tensile strength was  $11.4 \pm 1.4/13.0 \pm 1.7$  MPa, elongation at break was  $21.3 \pm 1.1/34.4 \pm 4.7$  mm. The different directions of sampling influenced the viscoelastic properties. The perpendicular samples achieved the following levels of initial stress: at 5% strain of about 0.3 MPa in 30 s, at 10% strain of about 1.1 MPa in 60 s and at 15% strain 2.3 MPa in 90 s. The initial stress reached by the parallel sample for 5% strain was 0.3 MPa in 30 s, at 10% strain was 0.4 MPa in 60 s, and for 15% strain reached a value of 1 MPa in 90 s. Relaxation curves had different time ranges of stress relaxation for different levels of strain. The time of relaxation for parallel/perpendicular samples for different strain levels was: 5% - 90/100 s, 10% - 110/150 s, 15% - 1000/1600 s. The QLV theory was used to the mathematical modeling mechanical behavior of porcine skin tissue.

**Keywords:** skin, viscoelasticity, stress relaxation, mechanical properties

[Engineering of Biomaterials 134 (2016) 18-24]

## Introduction

The human skin is a complex tissue which consists of several heterogeneous layers: the epidermis, the dermis, and the hypodermis. Each layer has a unique structure and function [1-3]. The epidermis consists of cells and cellular debris; the dermis consists mostly of protein networks of collagen, reticulin and elastin fibers; and the hypodermis is primarily made up of connective tissue and fat lobules [4]. The skin subjected to stress behaves like a non-homogeneous, anisotropic, and non-linear viscoelastic material [2,4]. A typical stress-strain graph for the skin presents non-linear characteristics. It comprises three phases. In the initial loading phase, the collagen fibers are woven into a rhombic-shaped pattern. High deformations of the skin occur at a relatively low applied load. In this phase, the elastin fibers (which keep the skin smooth) are mainly responsible for the stretching mechanism.

Zależność naprężenie-odkształcenie jest w przybliżeniu liniowa, a moduł sprężystości skóry w tej fazie jest niski. W drugiej fazie rozciągania sztywność skóry wzrasta stopniowo, a włókna kolagenowe ulegają prostowaniu w kierunku przyłożonego obciążenia. Przy wysokim naprężeniu rozciągającym pofałdowany wzór zanika, a włókna kolagenowe ulegają wyprostowaniu. Są one przede wszystkim wyprostowane względem siebie i w kierunku pojawiającego się obciążenia. Wyprostowane włókna kolagenowe są odporne na wyższe obciążenia i tkanka staje się sztywna przy wyższych naprężeniach. Zależność naprężenie-odkształcenie ponownie staje się liniowa. W następującej trzeciej fazie wytrzymałość na rozciąganie zostaje osiągnięta i włókna zaczynają pękać [4-6]. Jak pokazuje przegląd literatury właściwości biomechaniczne skóry były badane zarówno w testach *in vivo*, jak i *in vitro* [2-4]. W literaturze, wartość modułu Younga dla skóry świnińskiej waha się od 7 do 62 MPa [7,8], wytrzymałości na rozciąganie od 2,5 do 16 MPa [7,9], a odkształcenie przy zerwaniu od 30 do 100% [7,8].

Właściwości lepkosprężyste tkanki skórnej ujawniają się poprzez wprowadzenie stałej wartości naprężenia, które wywołuje określony poziom odkształcenia tkanki. Odkształcenie jest utrzymywane na stałym poziomie przez określony czas, w trakcie którego mierzona jest wartość naprężenia w tkance. Naprężenie początkowe wywołane w tkance zmniejsza się w czasie (relaksacja naprężenia). Inną lepkosprężystą właściwością jest pełzanie, które bada się wprowadzając stałą wartość naprężenia i mierząc wzrost wydłużenia tkanki w czasie [10-12]. Jedną z metod opisu relaksacji naprężeń tkanek miękkich jest quasi-liniowy lepkosprężysty (QLV) konstytutywny model, po raz pierwszy wykorzystany przez Funga [13]. Model QLV stanowi adaptację liniowego modelu lepkosprężystego, który jest odpowiedni dla nieliniowych materiałów, takich jak tkanka skórna [12].

Skóra świnińska jest stosowana jako zamiennik skóry ludzkiej w wielu badaniach naukowych [14]. W artykule opisano badania relaksacji naprężenia skóry świnińskiej z uwzględnieniem kierunku pobrania próbek, dla trzech poziomów odkształcenia oraz adaptację danych doświadczalnych przy użyciu modelu quasi-liniowo lepkosprężystego.

## Materiały i metody

Próbki świeżej skóry świnińskiej zostały pobrane z grzbietu świni w dwóch kierunkach w stosunku do długiej osi ciała zwierzęcia: równoległym i prostopadłym. Wszystkie próbki miały te same wymiary: długość 100 mm i szerokość 10 mm. Średnia grubość wyniosła  $2,2 \pm 0,2$  mm. Właściwości mechaniczne przy obciążeniu statycznym (moduł sprężystości, wytrzymałość na rozciąganie) oraz testy relaksacji, zostały przeprowadzone przy użyciu maszyny wytrzymałościowej MTS Insight 50. Próbki były montowane w uchwytach maszyny i rozciągane z prędkością 5 mm/min w temperaturze pokojowej (5 próbek z każdego kierunku). Baza pomiarowa próbek wyniosła 50 mm. W testach relaksacji każda próbka (3 dla każdego testu) była obciążana wstępnie siłą 2 N, a potem obciążana, do osiągnięcia różnych poziomów odkształceń (5%, 10%, 15%) w celu badania efektów relaksacji naprężenia w czasie. W celu dopasowania danych naprężenie-czas uzyskanych w procesie relaksacji wykorzystano model QLV [12].

Model konstytutywny QLV oraz funkcja naprężenia znormalizowanego zostały również przeanalizowane. Funkcja naprężenia znormalizowanego opisywana jest jako:

$$G(t) = \frac{\sigma(t)}{\sigma_{\max}} \quad (1)$$

$$G(0) = 1 \quad (2)$$

gdzie  $\sigma(t)$  to naprężenie w czasie  $t$ ,  $\sigma_{\max}$  to naprężenie początkowe, amplituda przy  $t = t_p$  odpowiadająca maksymalnemu naprężeniu.

The stress-strain relation is approximately linear and the elastic modulus of the skin in this phase is low. In the second phase of stretching, the stiffness of the skin gradually increases as the collagen fibers align themselves in the direction of the applied load. At a high tensile stress, the crimp pattern disappears and the collagen fibers become straighter. They are primarily aligned one in respect to another and in the direction in which the load is applied. The straightened collagen fibers withstand higher loads and the tissue becomes stiff at higher stresses. The stress-strain relation becomes linear again. In the third phase, the ultimate tensile strength is reached and the fibers begin to break [4-6]. The literature review shows that the biomechanical properties of skin have been measured by both *in vivo* and *in vitro* tests [2-4]. In the literature, the Young's modulus of the porcine skin fluctuates between 7 and 62 MPa [7,8], tensile strength between 2.5 and 16 MPa [7,9], elongation at break between 30 and 100% [7,8].

The viscoelastic behavior of skin tissue can be demonstrated by the application of a fixed amount of tension that results in a certain degree of tissue elongation, which is held constant for a certain period of time, after which, the tension within the tissue is measured. The initial stress generated decreases with time (stress relaxation). Another viscoelastic property of skin is creep, demonstrated by the application of a fixed stress, while the initial extension in the tissue increases with time [10-12]. One of the methods to characterize stress relaxation behavior of soft tissue is quasi-linear viscoelastic (QLV) constitutive model, first used by Fung [13]. The QLV model is an adaptation of linear viscoelasticity model that is appropriate for nonlinear materials, such as skin tissue [12].

The porcine skin is a well-established replacement for human skin in many scientific studies [14]. This study investigates the stress relaxation of porcine skin tissue in the respect to the specimens taken direction for three strain levels and adaptation of the experimental data using quasi-linear viscoelastic model.

## Materials and Methods

The samples of fresh skin were taken from the dorsal region of a pig in two directions with respect to the long axis of the animal body: parallel and perpendicular. All samples had the same dimensions: the length 100 mm and the width 10 mm. The average thickness was equal to  $2.2 \pm 0.2$  mm. The mechanical properties under static tension (modulus of elasticity, tensile strength) and relaxation tests were determined with the use of the MTS Insight 50 testing machine. The samples were mounted using the flat clamps and they were extended at the speed of 5 mm/min under ambient temperature (5 samples for the each direction). The measurement base of the sample was 50 mm. With stress relaxation tests, each sample (3 for every test) was preloaded with 2 N and then loaded to different strains (5%, 10%, 15%) to observe its effects on stress relaxing over time. The QLV model was used to fit the stress-time data during the relaxation process [12].

The QLV constitutive model and the normalized stress function were investigated in this study also. The normalized stress function is described as:

$$G(t) = \frac{\sigma(t)}{\sigma_{\max}} \quad (1)$$

$$G(0) = 1 \quad (2)$$

where  $\sigma(t)$  is the stress at time  $t$ ,  $\sigma_{\max}$  is the initial stress, amplitude at  $t = t_p$  corresponding to the maximum stress.

Chwilowe naprężenie jest zdefiniowane następującym równaniem:

$$\sigma(t) = G(t) \cdot \sigma^e(\varepsilon) \quad (3)$$

gdzie  $\sigma^e(\varepsilon)$  jest to naprężenie sprężyste natychmiastowe.

Czasowa zależność właściwości mechanicznych tkanek miękkich jest opisywana równaniem:

$$\sigma(t) = \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e(\tau)}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} \quad (4)$$

gdzie  $\frac{\partial \sigma^e(\tau)}{\partial \varepsilon}$  jest to zmiana natychmiastowego naprężenia sprężystego zależna od odkształceń sprężystych, i  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau}$  to czasowo zależne odkształcenie próbki. Zredukowana funkcja relaksacji jest zapisywana następująco:

$$G(t) = ae^{-bt} + ce^{-dt} + ge^{-ht} \quad (5)$$

gdzie a, b, c, d, g, h są stałymi, które mogą być obliczone z danych eksperymentalnych. Funkcja eksponentialna zależności naprężenia od odkształcenia, która jest wykorzystywana często do opisu charakterystyki nieliniowej sprężystości tkanek skóry, jest zapisywana następująco:

$$\sigma^e(\varepsilon) = A(e^{B\varepsilon} - 1) \quad (6)$$

gdzie A jest liniowym parametrem, które ma ten sam wymiar jak naprężenie, a B to bezwymiarowy współczynnik opisujący nieliniową odpowiedź sprężystą.

Procedura optymalizacji została przeprowadzona przy użyciu OriginLab w celu wygenerowania danych dopasowania do krzywej relaksacji dla tkanki skórnej.

## Wyniki i dyskusja

Wstępne testy jednoosiowego rozciągania zostały przeprowadzone w celu charakterystyki podstawowych właściwości (modułu sprężystości, wytrzymałości na rozciąganie) próbek skóry (TABELA 1). Zarejestrowane krzywe rozciągania badanych próbek zawierały trzy charakterystyczne dla tkanki skórnej obszary, omówione we wprowadzeniu niniejszej pracy (RYS. 1). W pierwszej fazie, trwającej do ok. 25% odkształcenia, można zaobserwować duże odkształcenie przy relatywnie niskim poziomie naprężenia. Charakterystyka naprężeniowo-odkształceniowa jest w tym etapie w przybliżeniu liniowa. W drugiej fazie rozciągania, (25-60% odkształcenia) następuje wzrost sztywności materiału, występuje w tym zakresie kolejny obszar liniowy krzywej rozciągania. W trzecim etapie, gdy wytrzymałość zostaje przekroczona, próbka ulega zniszczeniu. Porównując otrzymane wyniki badań z danymi literaturowymi widać różnice w wartościach oznaczonych parametrów. Wynika to z biologicznej różnorodności pomiędzy osobnikami, wrażliwości tkanek biologicznych na warunki testów i przechowywania próbek, problemów z pobraniem próbek o jednakowych wymiarach (np. różna grubość), jak również z anizotropowego charakteru skóry [15].

Testy relaksacji pokazały, że szybka relaksacja występuje natychmiast po wywołaniu odkształcenia, następnie relaksacja jest umiarkowana i w końcu występuje wolna relaksacja w czasie, która jest zależna od poziomu odkształcenia oraz kierunku pobrania próbek.

The temporary stress is defined by the following equation:

$$\sigma(t) = G(t) \cdot \sigma^e(\varepsilon) \quad (3)$$

where  $\sigma^e(\varepsilon)$  is the stress temporary strain.

The time-dependent mechanical behavior of soft tissues is defined as:

$$\sigma(t) = \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e(\tau)}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} \quad (4)$$

where  $\frac{\partial \sigma^e(\tau)}{\partial \varepsilon}$  is the temporary elastic response, and  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau}$  is the time-dependent strain of the sample. The reduced relaxation function is given as:

$$G(t) = ae^{-bt} + ce^{-dt} + ge^{-ht} \quad (5)$$

where a, b, c, d, g, h are constants, which could be determined from experimental data. An exponential function which has been often used to describe the nonlinear elastic behavior of skin tissue can be given as:

$$\sigma^e(\varepsilon) = A(e^{B\varepsilon} - 1) \quad (6)$$

where A is a linear parameter which has the same dimension as stress, and B is non-dimensional factor describing the nonlinearity of elastic response.

The optimization procedure was performed by using OriginLab to generate fit data to relaxation curve for skin tissue.

## Results and Discussion

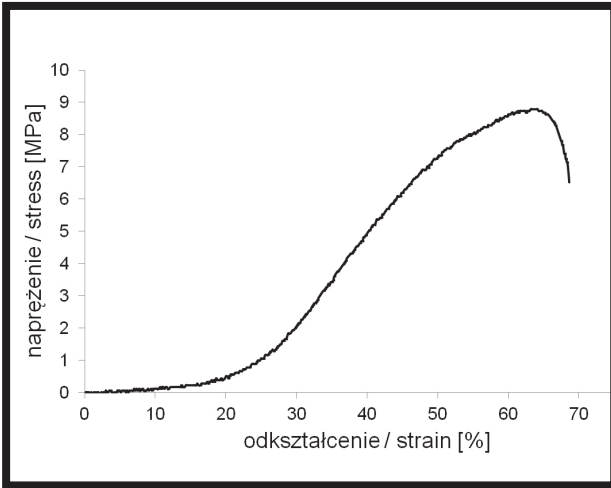
Preliminary uniaxial tensile tests were conducted to characterize the basic properties (modulus of elasticity, tensile strength) of the tissue samples (TABLE 1). The recorded stress-strain curves of test samples contain three characteristic areas of the skin tissue, as discussed in the introduction of this study (FIG. 1). In the first phase, lasting up to approx. 25% of the strain, a large deformation can be seen at a relatively low stress level. Characteristics of stress-strain in this step is approximately linear. In the second stage of elongation (25-60% strain), the rigidity of the material increases, and another area of the linear stress-strain curve occurs. In the third stage, when the strength is exceeded the sample is destroyed. While comparing the obtained test results to the results presented in the literature, great differences in the determined values of the strength parameters can be noticed. They result from the biological variety among animals, the sensitivity of biological tissues to sample test and storage conditions, problems with obtaining samples of identical dimensions (e.g. various thicknesses), as well as from the anisotropic character of skin [14].

Relaxation tests showed that a fast relaxation was observed immediately after the strain was applied, followed by a moderate relaxation and finally a slight relaxation in time, depended on strain level and the direction of specimens taken.

TABELA 1. Wyniki testów rozciągania dla próbek skóry świńskiej.  
TABLE 1. Results of tensile test for porcine skin samples.

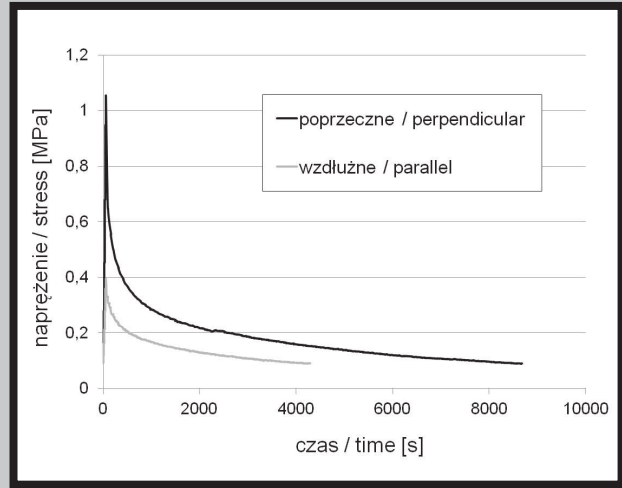
Kierunek pobrania próbek Direction of samples taken	Moduł Younga Young's modulus [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie Tensile strength [MPa]	Wydłużenie przy zerwaniu Elongation at break [mm]
równoległe/parallel	11.5 ±2.5	11.4 ±1.4	21.3 ±1.1
prostopadłe/perpendicular	19.0 ±2.1	13.0 ±1.7	34.4 ±4.7





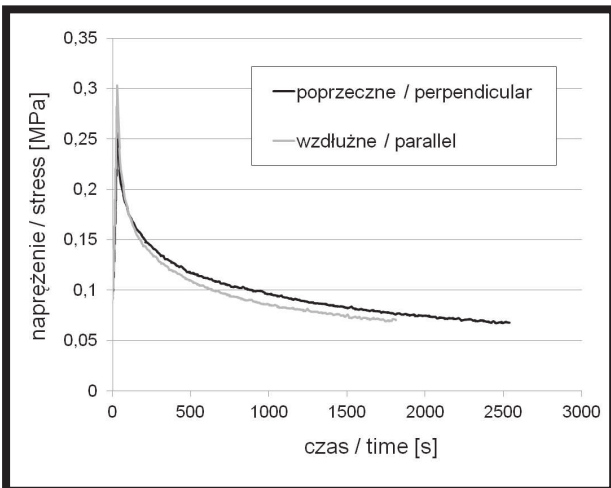
**RYS. 1.** Przykładowa krzywa naprężenie-odkształcenie dla badanej skóry.

**FIG. 1.** An example of the stress-strain curve for the tested skin.



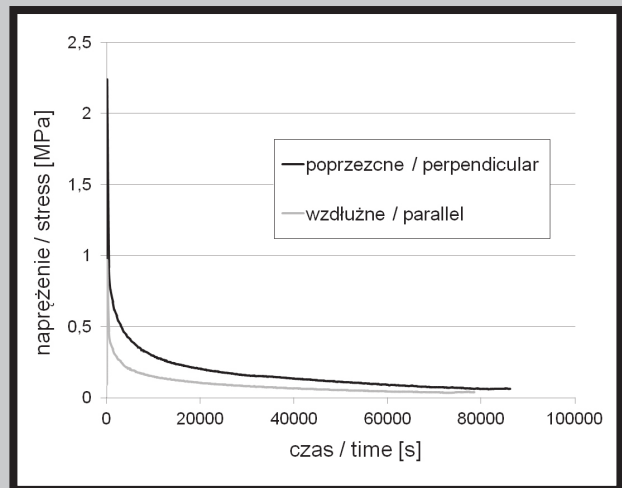
**RYS. 3.** Krzywe relaksacji naprężeń przy 10% poziomie odkształcenia dla próbek prostopadłych i równoległych.

**FIG. 3.** Stress relaxation curves at 10% strain for perpendicular and parallel samples.



**RYS. 2.** Krzywe relaksacji naprężeń przy 5% poziomie odkształcenia dla próbek prostopadłych i równoległych.

**FIG. 2.** Stress relaxation curves at 5% strain for perpendicular and parallel samples.



**RYS. 4.** Krzywe relaksacji naprężeń przy 15% poziomie odkształcenia dla próbek prostopadłych i równoległych.

**FIG. 4.** Stress relaxation curves at 15% strain for perpendicular and parallel samples.

Różne kierunki pobrania próbek wpływają na właściwości lepkosprężyste. Dla 5% odkształcenia krzywe relaksacji dla obydwu kierunków pobrania próbek są podobne (RYS. 2). Różnica pomiędzy równoległymi i prostopadłymi próbkami jest widoczna dla poziomu odkształcenia 10 i 15% (RYS. 3 i 4). Czas relaksacji, naprężenie wstępne i czas spadku naprężenia poniżej wartości naprężenia wstępnego są wyższe dla próbek prostopadłych dla dwóch wyższych poziomów odkształcenia (TABELA 2).

Dla próbek prostopadłych krzywe relaksacji dla odkształcenia 5% i 10% wykazują podobny trend relaksacji, krzywa relaksacji dla 15% odkształcenia charakteryzuje się szybką relaksacją w zakresie czasu 90 s do około 500 s testu. Po tym czasie krzywa relaksacji dla 15% odkształcenia wyglądała podobnie do krzywych relaksacji dla 5% i 10% odkształcenia. Dla próbek prostopadłych zostały osiągnięte następujące poziomy naprężenia początkowe: dla 5% odkształcenia około 0,3 MPa w 30 s, dla 10% odkształcenia około 1,1 MPa w 60 s i dla 15% odkształcenia 2,3 MPa w 90 s (TABELA 2).

The different directions of taking the samples influenced viscoelastic properties. At 5% strain relaxation curves for both specimens from both directions are similar (FIG. 2). The difference between parallel and perpendicular samples can be seen at strains of 10 and 15% (FIG. 3 and 4). The relaxation time, initial stress and time of decreasing stress below value of prestress was higher for perpendicular samples at two higher strains levels (TABLE 2).

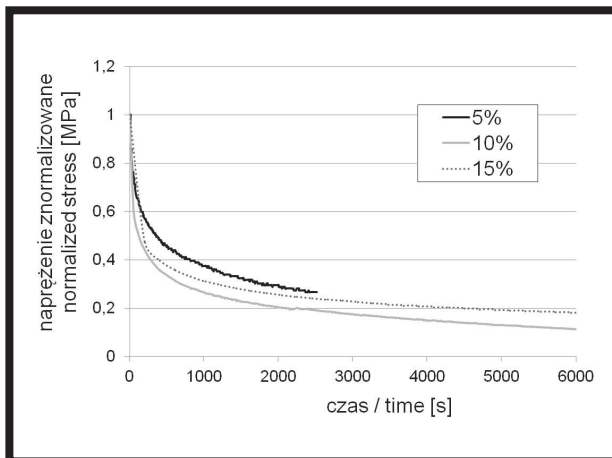
For the perpendicular samples the relaxation curves at strains of 5% and 10% showed a similar trend of relaxation while the curve at strain of 15% showed a relatively rapid relaxation from the time 90 s to about 500 s of the test. But after that time relaxation curve at 15% strain looked similar to stress relaxation curves at the 5 and 10% strain. The perpendicular samples achieved the following levels of initial stress: for 5% strain of about 0.3 MPa for 30 s, at 10% strain of about 1.1 MPa for 60 s, and at 15% strain 2.3 MPa for 90 s (TABLE 2).

**TABELA 2. Wyniki procesu relaksacji naprężeń.**  
**TABLE 2. Results of stress relaxation tests.**

Kierunek pobrania próbek Direction of sample taken	Odształcenie Strain [%]	Naprężenie początkowe Initial stress $\sigma_0$ [MPa]	Czas osiągnięcia wartości poniżej naprężeń wstępnych Time of decreasing stress below value of prestress [s]	Czas relaksacji Relaxation time [s]
prostopadłe/perpendicular	5	0.3	1 329	100
Równoległe/parallel	5	0.3	849	95
prostopadłe/perpendicular	10	1.1	8 508	150
równoległe/parallel	10	0.4	3 823	110
prostopadłe/perpendicular	15	2.3	61 930	1600
równoległe/parallel	15	1.0	25 895	1000

Dla próbek równoległych tendencja relaksacji naprężenia próbek odpowiadających 15% odkształcenia była podobna do próbek prostopadłych. Naprężenie początkowe osiągnięte dla próbek równoległych dla 5% odkształcenia wyniosło 0,3 MPa w 30 s, dla 10% odkształcenia 0,4 MPa w 60 s i dla 15% odkształcenia osiągnęło wartość 1 MPa w 90 s.

Znormalizowane naprężenia dla próbek pobranych w dwóch kierunkach różnią się. Dla próbek prostopadłych zaobserwowano szybką relaksację dla 15% odkształcenia natychmiast po obciążeniu, następnie umiarkowaną relaksację do 1500-3000 s i w końcu niewielką relaksację, aż do stanu równowagi przy 5000 s (RYS. 5). Dla próbek równoległych zaobserwowano szybką relaksację dla 15% odkształcenia natychmiast po obciążeniu, następnie umiarkowaną relaksację do 2500-4500 s i w końcu niewielką relaksację, aż do stanu równowagi przy 6000 s (RYS. 6). Dla wszystkich próbek naprężenie znormalizowane spadło do poziomu około 0,2 MPa.

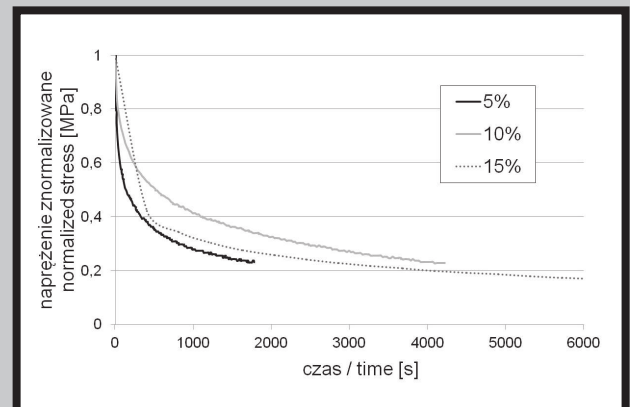


**RYS. 5. Krzywe znormalizowanych relaksacji naprężeń dla trzech poziomów odkształceń próbek prostopadłych.**  
**FIG. 5. Normalized stress relaxation curves at 3 strains for perpendicular samples.**

Liu et. al badali proces relaksacji tkanki skórnej świńskiej dla tych samych poziomów odkształcenia. Dla równoległych próbek, dla obydwu 5% i 10% odkształcenia, naprężenie znormalizowane spadło do wartości 0,6 MPa, podczas gdy dla 15% odkształcenia do poziomu 0,4 MPa. Dla próbek prostopadłych, dla 5% i 10% odkształcenia, naprężenie znormalizowane zrelaksoowało do 0,6 MPa, a dla 15% odkształcenia do poziomu poniżej 0,2 MPa. Różnice pomiędzy wynikami wynikają przede wszystkim z biologicznego charakteru materiału badawczego, innych warunków przechowywania oraz kondycjonowania próbek do badań.

For the parallel samples the tendency for stress relaxation of the sample corresponding to a 15% strain was similar for perpendicular samples. The initial stress is reached by the sample for 5% strain is 0.3 MPa for 30 s at 10% strain of 0.4 MPa for 60 s, and for 15% strain reached a value of 1 MPa for 90 s.

The normalized stress relaxations for the samples taken in two directions exhibit the different behavior. For perpendicular samples a fast relaxation at 15% strain was observed immediately after the strain was applied, followed by a moderate relaxation until 1500-3000 s and finally a slight relaxation till the equilibrium state 5000 s (FIG. 5). For parallel samples a fast relaxation at 15% strain was also observed immediately after the strain was applied, but it followed by a moderate relaxation until 2500-4500 s and finally a slight relaxation till the equilibrium state 6000 s (FIG. 6). All of the samples decayed to normalized stress of approximately 0.2 MPa.

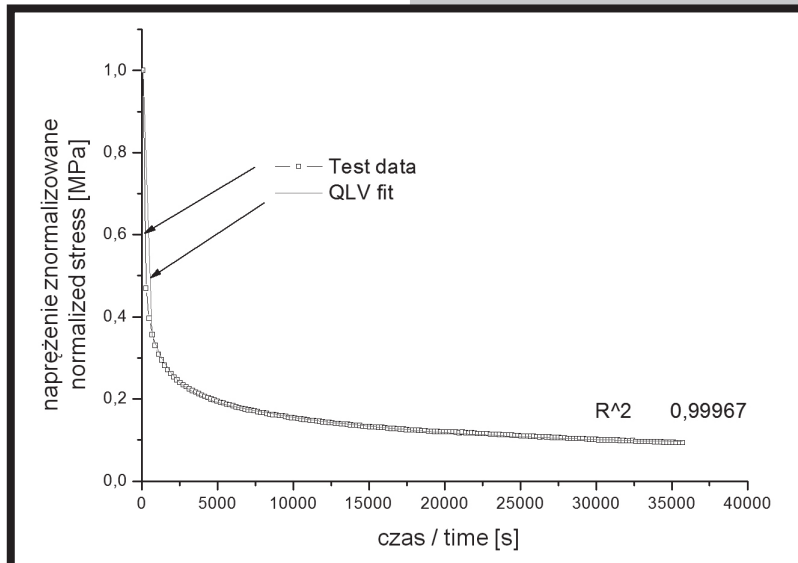


**RYS. 6. Krzywe znormalizowanych relaksacji naprężeń dla trzech poziomów odkształceń próbek równoległych.**  
**FIG. 6. Normalized stress relaxation curves at 3 strains for parallel samples.**

Liu et. al tested relaxation of porcine skin tissue at the same strains. For parallel samples, at both 5% and 10% strains, a normalized stress decayed to approximately 0.6 MPa, whereas at 15% strain decayed to approximately 0.4 MPa. Perpendicular samples of 5% and 10% strains relaxed to just above a normalized stress of 0.6 MPa, and the 15% strain of samples relaxed to below 0.2 MPa. The differences between results are mainly due to the biological nature of the tested material and other conditions of storage and conditioning of the specimens.

Wyniki obliczenia modelu QLV dla prostopadłych próbek dla 15% odkształcenia pokazały dobre dopasowanie do wyników doświadczalnych relaksacji skóry (RYS. 7). Model QLV jest właściwy do opisu lepko-sprężystych składowych odkształcenia tkanki skórnej. Wartości współczynników dla próbki prostopadłej dla odkształcenia na poziomie 15% oraz dla porównania wyniki Liu et al. zaprezentowano w TABELI 3.

Results of QLV model calculation for perpendicular sample with 15% strain showed a close fit with skin stress relaxation data (FIG. 7). The QLV model is suitable to describe the elastic and viscous components of the skin tissue. The coefficient values of perpendicular sample with 15% strain and for comparison results of Liu et al. are shown in TABLE 3.



**RYS. 7. Porównanie modelowania QLV z krzywą doświadczalną dla próbki prostopadłej dla 15% odkształcenia.**  
**FIG. 7. Comparison of modeling QLV with experimental data of perpendicular sample with 15% strain.**

**TABELA 3. Wartości współczynników modelu QLV dla próbki prostopadłej dla odkształcenia 15%.**  
**TABLE 3. Coefficient values for QLV model of perpendicular sample with 15% strain.**

Kierunek pobrania próbek / Odkształcenie Direction of sample taken / Strain	A	B	a	b	c	d	g	h
prostopadłe /15% perpendicular /15%	0.453	0.088	1.31447	0.21733	0.18186	0.008	0.00043	0.000019
prostopadłe /15% perpendicular /15% [12]	0.6514	0.839	1.483	0.1787	0.5766	0.0006	0.7228	0.01399

## Wnioski

W pracy przedstawiono wyniki badań procesu relaksacji naprężeń próbek skóry świńskiej pobranych w dwóch kierunkach. Wyniki wskazują, że kierunek pobrania próbki wpływa na współczynnik szybkości relaksacji naprężeń. Tkanka skóry wykazuje podobny charakter relaksacji naprężeń dla dwóch niższych poziomów odkształceń, natomiast próbka z odkształceniem na poziomie 15% wykazuje znacznie mniejszy współczynnik szybkości relaksacji naprężeń. Wpływ właściwości anizotropowych skóry świńskiej na zjawiska relaksacji jest widoczny dla dwóch poziomów odkształcenia: 10 i 15%. Próbki poprzeczne wykazywały dłuższy czas relaksacji.

Wyjaśnienie zaobserwowanych różnic w procesie relaksacji próbek wzdłużnych i poprzecznych wymaga przeprowadzenia dalszych badań. Na zaobserwowane różnice wpływ może mieć kilka czynników: zmiany w strukturze skóry, np. zmiany orientacji włókien kolagenowych, wartość zastosowanego odkształcenia, zjawiska relaksacji w poszczególnych elementach strukturalnych skóry, tj. kolagenie i matrycy [11].

## Conclusions

In the study, the results of investigation of stress relaxation process for porcine samples taken in two directions were presented. The results showed that direction of skin samples influences on stress relaxation rate. Skin tissue has similar stress relaxation behavior at two lower strains but samples with 15% strain show much slower stress relaxation rate. The influence of the anisotropy of porcine skin on relaxation process has been observed for two levels of strain: 10 and 15%. The perpendicular samples had higher relaxation time.

Explanation of the observed differences in the relaxation process of parallel and perpendicular samples requires further investigation. The observed differences may be affected by several factors: changes in the structure of the skin, e.g. change in the orientation of collagen fibers; the value of the applied strain, the phenomena of relaxation of the individual structural elements of the skin, e.g. collagen and matrix [11].

Badania tego typu na modelach skóry świńskiej dostarczają podstawowych informacji dla zamykania ran bez napięcia tkanek. Podstawowym krokiem do oceny modelu skóry jest weryfikacja doświadczalna. Skóra zwierzęca wykorzystywana jest do pomiarów jakościowych i generowania modeli relaksacji naprężeń, lecz do analizy parametrów mechanicznych materiału wymagana jest ludzka skóra poddawana badaniom *in vitro* lub *in vivo* [1,4,15]. Model QLV może być wykorzystywany do modelowania zjawiska relaksacji naprężeń tkanki skóry.

## Podziękowania

Praca została zrealizowana w ramach działalności statutowej M-1/6/2014/DS.

Such investigations in porcine models deliver the primary information of closing a wound without tension. The basic step in generated skin model is in experimental verification. The animal skin is used for qualitative measurements of tissue and creating stress relaxation models, but for analyzing mechanical material parameters human skin *in vitro* or *in vivo* is required [1,4,15]. The QLV model can be used to model stress relaxation process of skin tissue.

## Acknowledgements

The work was realized due to statutory activities M-1/6/2014/DS.

## Pismienictwo

- [1] Kathy F., Imberdis C., Vescovo P., Varchon D., Lagarde J.M.: Model of the viscoelastic behaviour of skin *in vivo* and study of anisotropy. *Skin Research Technology* 10 (2004) 93-103.
- [2] Lim K.H., Chew C.M., Chen P.C.Y., Jeyapalinac S., Hoc H.N., Rappelc J.K., Lim B.H.: New extensometer to measure *in vivo* uniaxial mechanical properties of human skin. *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 931-936.
- [3] Pailler-Mattei C., Beca S., Zahouani H.: *In vivo* measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Medical Engineering & Physics* 30 (2008) 599-606.
- [4] NiAnnaidh A., Bruyere K., Destrade M., Gilchrist M.D., Ottenio M.: Characterizing the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 5(1) (2012) 139-148.
- [5] Groves R.B., Coulman S.A., Birchall J.C., Evans S.L.: An isotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modeling and identification of parameters for human and murine skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 18 (2013) 167-180.
- [6] Lemaitre J., *Handbook of Material Behavior. Nonlinear Models and Properties*, 10.11. Biomechanics of soft tissue, Academic Press, USA, (2001) 1057-1070.
- [7] Żak M., Kuropka P., Kobielarz M., Dudek A., Kaleta-Kuratowicz K., Szotek S.: Determination of the mechanical properties of the skin of pig fetuses with respect to its structure. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 13 (2) (2011) 37-43.

## References

- [8] Łagan S., Liber-Kneć A.: Charakterystyka anizotropowych właściwości mechanicznych skóry świni. *Engineering of Biomaterials* 128-129 (2014) 61-63.
- [9] Ankersen J., Birkbeck A.E., Thomson R.D., Vanezis P.: Puncture resistance and tensile strength of skin stimulants. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* (1999) 213 (part H) 493-501.
- [10] Elsner P., Wilhelm K.P., Maibach H.I., Berardesca E.: *Bioengineering of the skin: skin biomechanics*, CRC Press, New York, (2001).
- [11] Purslow P.P., Wess T.J., Hukins D.W.L.: Collagen orientation and molecular spacing during creep and stress-relaxation in soft connective tissues. *The Journal of Experimental Biology* 201 (1998) 135-142.
- [12] Liu Z., Yeung K.: The preconditioning and stress relaxation of skin tissue. *Journal of Biomedical and Pharmaceutical Engineering* 2:1 (2008) 22-28.
- [13] Fung Y.C., *Biomechanics, Mechanical properties of living tissues*, Springer, New York (1993).
- [14] Sherdold O.A., Fleck N.A., Radford D.: The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *International Journal of Impact Engineering* 32 (2006) 1384-1402.
- [15] Geerligs M.: *Skin layer mechanics*, Ph.D. Thesis, Technische Universiteit Eindhoven (2010) 27-30.