

# BADANIE WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH SKÓRY

SYLWIA SZOTEK<sup>1\*</sup>, ROMUALD BĘDZIŃSKI<sup>1</sup>,  
MAGDALENA KOBIELARZ<sup>1</sup>, BOGUSŁAWA ŻYWICKA<sup>2</sup>,  
STANISŁAW PIELKA<sup>2</sup>, PIOTR KUROPKA<sup>3</sup>

<sup>1</sup> POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,  
ZAKŁAD INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ I MECHANIKI  
EKSPERYMENTALNEJ,

UL. ŁUKASIEWICZA 7/9, 50-371 WROCŁAW, POLSKA

<sup>2</sup> AKADEMIA MEDYCZNA WE WROCŁAWIU,

ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW,  
UL. PONIATOWSKIEGO 2, 50-326 WROCŁAW, POLSKA

<sup>3</sup> UNIWERSYTET PRZYRODNICZY WE WROCŁAWIU,

WYDZIAŁ MEDYCZYNY WETERYNARYJNEJ,

KATEDRA ANATOMII I HISTOLOGII,

UL. KOZUCHOWSKA 1/3, 51-631 WROCŁAW, POLSKA

\* E-MAIL: SYLWIA.SZOTEK@PWR.WROC.PL

*[Inżynieria Biomateriałów, 81-84, (2008), 77-79]*

## Wstęp

Skóra jest niezwykle złożonym narządem pod względem zarówno budowy jak i pełnionych funkcji. Większość prac podaje opisy skóry bazujące na zależnościach empirycznych. Brak jest informacji o korelacji właściwości mechanicznych ze strukturą i budową wewnętrzną (rozkładem włókien kolagenowych i elastynowych tworzących podstawową sieć wewnętrzną skóry). Stworzenie takiego opisu jest istotne, ze względu na możliwości opracowania nowych metod diagnostycznych.

## Materiał i metoda

Celem prezentowanej pracy było wyznaczenie właściwości mechanicznych skóry dla różnych kierunków wycięcia próbek i opisanie zmian jej mikrostruktury. Skórę użytą do badań pobrano z 20 różnych królików (samic) w wieku od około 6 do 12 miesięcy. Próbkę uzyskano z okolicy grzbietu królików. Każdą testowaną próbkę wycięto przy użyciu standardowego wykrojnika. Pobierano trzy lub więcej próbek w kierunkach: wzdłużnym i poprzecznym do linii grzbietu. Wymiary próbek wynosiły: 10mm szerokość i 15mm długość. Uchwyty z próbkami skóry (RYS. 1b) mocowano w maszynie wytrzymałościowej (MTS, model Synergie 100) (RYS. 1a). W celu wyeliminowania efektu histerezy tkanek, podczas pomiaru, wszystkie próbki były wstępnie obciążane do osiągnięcia 20% odkształcenia próbki (15mm) dla 3 cykli. W trakcie trwania cykli wstępnych i testu prowadzącego do zniszczenia próbki były rozciągane z prędkością 4 mm/min [1]. Badania prowadzono w temperaturze pokojowej, odpowiednią wilgotność próbek uzyskiwano dzięki zastosowaniu soli fizjologicznej. Wartości siły i przemieszczenia uzyskane w trakcie testu były, przekształcane do wartości naprężenia i odkształcenia [4].

Dla każdej testowanej próbki uzyskano charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe. W przeprowadzonych badaniach wyznaczono maksymalne wartości naprężenia ( $\sigma_{MAX}$ ) skóry. Umowne moduły Younga ( $E$ ) wyznaczono dla odcinka prostoliniowego krzywej naprężeniowo-odkształceniowej [1,2,4].

Do badań histologicznych próbki skóry pobrano przed (próbki kontrolne) i krótko po przeprowadzeniu testów biomechanicznych. Próbkę zabezpieczono w roztworze formaliny. Po opłukaniu pod bieżącą wodą materiał został

# INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF THE SKIN

SYLWIA SZOTEK<sup>1\*</sup>, ROMUALD BĘDZIŃSKI<sup>1</sup>,  
MAGDALENA KOBIELARZ<sup>1</sup>, BOGUSŁAWA ŻYWICKA<sup>2</sup>,  
STANISŁAW PIELKA<sup>2</sup>, PIOTR KUROPKA<sup>3</sup>

<sup>1</sup> WROCLAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING, DIVISION OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND EXPERIMENTAL MECHANICS,

7/9 LUKASIEWICZA STR., 50-371 WROCŁAW, POLAND

<sup>2</sup> WROCLAW MEDICAL UNIVERSITY,

DEPARTMENT OF EXPERIMENTAL SURGERY AND BIOMATERIALS,  
2 PONIATOWSKIEGO STR., 50-326 WROCŁAW, POLAND

<sup>3</sup> WROCLAW UNIVERSITY OF ENVIRONMENTAL AND LIFE SCIENCES,

FACULTY OF VETERINARY MEDICINE,

DEPARTMENT OF ANIMAL ANATOMY AND HISTOLOGY,

1/3 KOZUCHOWSKA STR. 1/3, 51-631 WROCŁAW, POLAND

\* E-MAIL: SYLWIA.SZOTEK@PWR.WROC.PL

*[Engineering of Biomaterials, 81-84, (2008), 77-79]*

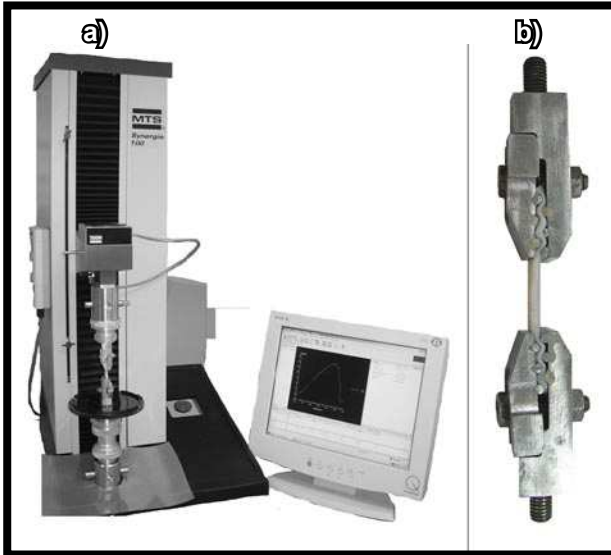
## Introduction

Skin is a highly complex organ with regard to both its structure and performed functions. The majority of publications give descriptions of skin based on empirical dependencies. Information, in which the distribution of mechanical properties is correlated with the structure and internal composition (distribution of collagen and elastin fibres making basic, internal net of the skin) are scarce. Making such description is indispensable particularly to develop new diagnostic models.

## Materials and methods

The objective of this study was to measure the mechanical properties of the skin in the different direction and observation changing microstructure. The skin samples used in the study were collected from 20 different rabbits (females) about from 6 to 12 month old. All samples were obtained from the rabbits' upper back. For each skin test specimens were cut out by the use of standard punch three or more in the longitudinal and three or more in the transverse (perpendicular) direction. The dimensions of the specimens were 10mm wide by 15mm long. The clamped with skin specimens (FIG. 1b) were mounted in a materials testing machine (MTS, model Synergie 100) (FIG. 1a). To eliminate the effect of hysteresis of the tissue during the test, each specimen was preconditioned with 20% elongation (gage length: 15mm) for 3 cycles. During preconditioning and load to failure testing, specimens were tested at an elongation rate of 4 mm/min resulting [1]. The test was performed at room temperature and the specimen was kept moist with saline solution. The force and extension data, obtained during the test, were transformed into stress and strain [4]. The stress-strain curve was plotted for each of the specimens tested. In this investigations we obtained value of maximum stress ( $\sigma_{MAX}$ ) of the skin. The assumed Young's modulus of elasticity ( $E$ ) were calculated from the linear part of the stress-strain curve [1,2,4].

For histological examinations tissue samples were taken before (control samples) and shortly after biomechanical tests. Samples were buffered formalin solution. After rinsing in tap water, material was dehydrated in alcohol and embedded in paraffin. Slices (3 $\mu$ m thick) were stained with hematoxylin and eosin method according to Delafield and additionally Van Gison method for elastic fibers was applied.



**RYS. 1. Stanowisko pomiarowe – MTS Synergie 100 (a); próbka w specjalnych uchwytach (b) przed zamocowaniem w maszynie wytrzymałościowej.**  
**FIG. 1. Experimental setup – MTS Synergie 100; specimen in the special clamps (b) prior to mounting on materials testing machine.**

odwodniony w alkoholu i zalany w parafinie. Skrawki (3 $\mu$ m grubości) wybarwiono w hematoksylinie i eozynie metodą wg Delafielda i dodatkowo metodą Van Gison, stosowaną do barwienia włókien sprężystych.

## Wyniki

Dla wszystkich badanych próbek skóry otrzymano nieliniowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe (FIG. 2). Maksymalne wartości naprężenia ( $\sigma_{MAX}$ ) uzyskane dla próbek pobranych w kierunku wzdłużnym były o około 25% większe niż wartości uzyskane dla kierunku poprzecznego (FIG. 3a). Wartości umownego modułu Younga (E) otrzymane dla kierunku wzdłużnego były większe o ok. 35% od wartości uzyskanych dla próbek pobranych w kierunku poprzecznym (FIG. 3b).

W analizowanych preparatach histologicznych większość włókien kolagenowych przebiegała odpowiednio do wzdłużnej osi ciała zwierząt, w ich otoczeniu znajdowały się niewielkie ilości włókien elastyny. Po rozciągnięciu próbek, losowo ułożone włókna układały się zgodnie z kierunkiem działania siły.

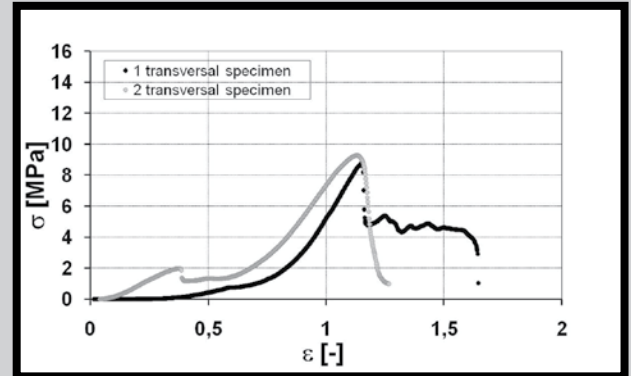
## Wnioski

W przeprowadzonych badaniach, właściwości mechaniczne skóry, dla różnych kierunków pobrania, wyznaczono po przeprowadzeniu testów jednoosiowego rozciągania. Kolejnym etapem badań będą testy wytrzymałościowe dwu- i wieloosiowe oraz pomiar parametrów skóry z zastosowaniem spektroskopii Ramana [3,4].

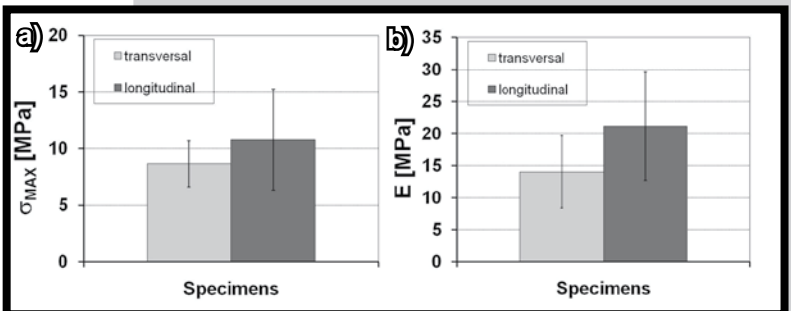
Zakończona sukcesem korelacja właściwości mechanicznych skóry z obrazami diagnostycznymi, uzyskanymi metodami spektroskopowymi oraz wynikami badań mikroskopowych umożliwi, na podstawie prostego badania (możliwego do realizacji w warunkach klinicznych) określenie mapy właściwości skóry na powierzchni całego ciała pacjenta oraz zaprojektowanie przebiegu zabiegu chirurgicznego w sposób optymalny.

## Results

For all specimens, the stress-strain curves are non-linear (FIG. 2). The maximum stress ( $\sigma_{MAX}$ ) of specimens in the longitudinal direction, was higher for about 25% than the transversal direction (FIG. 3a). The assumed Young's modulus of elasticity (E) was higher in the longitudinal direction for about 35% than in transversal direction (FIG. 3b).



**RYS. 2. Przykładowe krzywe naprężeniowo-odkształceniowe dla próbek pobranych w kierunku poprzecznym.**  
**FIG. 2. Example of stress-strain curves from transverse skin specimens.**



**RYS. 3. Wykresy maksymalnej wartości naprężenia ( $\sigma_{MAX}$ ) (a) i umownego modułu Younga (E) (b) dla skóry pobranej w różnych kierunkach.**

**FIG. 3. Graphs of the maximum values of the stress ( $\sigma_{MAX}$ ) (a) and assumed Young's modulus (E) (b) of skin cut in different directions.**

In examined samples most of collagen fibers run accordingly to the longitudinal axis of the animal's body supported by moderate number of the elastic fiber. After skin elongation, random fibers became oriented according to direction of acting force.

## Conclusions

In this investigation the mechanical properties of the skin (cut out in different directions) were characterized through uniaxial tensile testing. Subsequent investigations will be extended to bi- and multiaxial tensile tests and measurements physical parameters with application of Raman spectroscopy [3,4].

The successful correlation of skin mechanical properties with diagnostic picture obtained by spectroscopic methods as well as microscopic and histological research results will allow to determine the skin properties map on the surface of any body part of a patient on the basis of a simple examination which can be conducted in clinical conditions it will also be possible to design an optimum surgical operation course.

## Podziękowania

Praca wykonana w ramach grantu nr N 518 038 31/3666.

## Acknowledgements

This work was supported by grant No. N 518 038 31/3666.

## Piśmiennictwo

- [1] Elsner P., Bererdescs E., Wilhelm K.P., Malibach H.I.: Bioengineering of the skin: Skin Biomechanics. Boca Raton: CRC Press 2002.  
 [2] Fung Y.C.: Biomechanics. Mechanical properties of living tissues. New York: Springer-Verlag, 1981.  
 [3] Laniry Y., Fung Y.C.: Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin –I. Experimental system; II. Experimental results. J. Biomechanics Vol.7, 1974.

## References

- [4] Szotek S., Komorowska M., Będziński R., Kobielarz M., Głogowska-Gąsior M., Mączka M., Hanuza J., Pośpieszny N.: Determining the mechanical properties of the skin with taking Raman spectroscopy (in polish). Biocybernetics and Biomedical Engineering. XV National Scientific Conference Wrocław 2007.

## TRANSPORT MASY ZWIĄZANY Z IMPLANTACJĄ BIOCERAMIKI W ZAGADNIENIACH ZESPALANIA TKANKI KOSTNEJ

MARIUSZ WÓJCIK

AKADEMIA GÓRNICZO HUTNICZA  
 WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI  
 AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW

### Streszczenie

*W artykule rozważano pewien aspekt transportu masy implantu bioceramicznego w zagadnieniach zespalandia tkanki kostnej dla oceny postępu leczenia i zdrowienia pacjenta i zasugerowano kierunek poszukiwania dla rozwiązania tego problemu. Zaproponowano optymalizację oddziaływania wnikażącej masy implantu w reakcji z tkanką kostną w ujęciu wariacyjnym polegającym na znalezieniu najbardziej optymalnej trajektorii procesu jego wnikania opartej na analizie probabilistycznej, przyjmując pewien rozkład energii typu beta (gaussowskie przybliżenie entropii boltzmanowskiej) i dobierając potencjał opóźniony reakcji chemicznej gwarantujący homogeniczność procesu zespalandia masy wnikażącej z ośrodkiem kostnym. Zaproponowana matematyczna procedura poszukiwania rozwiązania pozwoliła znaleźć różniczkowe równanie opisujące prędkość wnikania masy implantu.*

**Słowa kluczowe:** wszczepianie bioceramiki, transport masy bioceramicznej, rachunek wariacyjny

[Inżynieria Biomateriałów, 81-84, (2008),79-82]

### Wstęp

Wprowadzanie jakiegokolwiek implantu do organizmu żywego w celu naprawy lub uzupełnienia uszkodzonej tkanki kostnej wymaga znajomości chemizmu wiązań pomiędzy tą naturalną tkanką a sztucznym implantem [1,2]. Biorąc pod uwagę tkankę kostną uformowaną zgodnie ze szczegółowymi funkcjami komórek w organizmie widać, że jest to naturalny materiał kompozytowy ze zróżnicowanymi fazami stałymi i ciekłymi, który musi spełnić bardzo wysokie wymagania mechaniczne, a przy tym zapewnić wewnętrzny transport substancji odżywczych i przekazywanie informacji.

## MASS TRANSPORT RELATED WITH BIOCERAMIC IMPLANTATION IN TISSUE OSTEOSYNTHESIS PROBLEMS

MARIUSZ WÓJCIK

AGH – UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY  
 FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS  
 30 MICKIEWICZA AV., 30-059 CRACOW, POLAND

### Abstract

*Some aspect of transportation of a mass of bio ceramic implant in tissue osteosynthesis problems was considered in paper for evaluation of the treatment development and patient convalescence. The searching procedure was also suggested for solution. The optimisation of a response to penetration of an implant mass in reaction with bone tissue in variation approach was proposed basing on probabilistic analysis with reception of the beta energy distribution (Gaussian approximation of the Boltzman's entropy). Homogeneity of an osteosynthesis of a penetrating mass into bone tissue is guaranteed by selection of the dilatory potential of a chemical reaction. Proposed mathematical procedure allows to find differential formula describing the velocity of the penetration of an implant mass.*

**Keywords:** bioceramic implantation, transport of bioceramic mass, calculus of variation

[Engineering of Biomaterials, 81-84, (2008),79-82]

### Introduction

Insertion of any implant into living body for reconstruction or completing of the injury bone tissue requires of the knowledge of bonding chemise between natural tissue and an artificial implant [1,2]. Taking into account the bone tissue constituted in accordance with particular functions of cells in the body it is visible that it is a natural composite with differential constant and liquid phases. It must perform very high mechanical requirements with simultaneous assertion of an interior transport of nutritive substances and information transmission.

Bones in human and other mammal bodies is generally classified into two types: cortical bone (osseous), also