Piśmiennictwo

[1] Będziński R.: Biomechaniczne aspekty stosowania implantów. Inż. Biomat., 2003, 30-33, 130140.
[2] Gerber-Leszczyszyn B., Pawlak W., Dominiak M.: Możliwości rekonstrukcyjne pourazowych ubytków wyrostka zębodołowego szczęk z wykorzystaniem autogennego przeszczepu kostnego lub osteogenezy dystrakcyjnej - doniesienie wstępne. Dent. Med. Probl. 2005, 42, 1, 159 – 164.
[3] Lewandowski L., Grodzki J.: Możliwości odtwarzania pourazowych i ponowotworowych ubytków kostnych dna oczodołu materiałami autogennymi lub alogenicznymi. Otoral. Pol. 1996, 50(2), 135-138.
[4] Niedźwiedzki T., Kuryszko J.J.: Biologia kości. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2007.
[5] Cieślik-Bielecka A., Sabat D., Szczurek Z., Król W., Bielecki T., Cieślik T.: Wpływ odbiałczonej kości bydlęcej na gojenie ran kostnych. Inż. Biomat., 2001, 17-19, 36-37.
[6] Schwarz Z.: Ability of deproteinized cancellous bovine bone to induce new bone formation. J Peridontal., 2000, 71(8), 58-69.
[7] Cieślik-Bielecka A., Sabat D., Cieślik T. i wsp.: Odbiałczona kość bydlęca w rekonstrukcji ubytków kostnych – badania in vivo: Inż. Biomat., 2002, 23-25, 54-56.

References

[8] Cieślik-Bielecka A., Sabat D., Szczurek Z., Król W., Bielecki T., Cieślik T.: Wpływ odbiałczonej kości bydlęcej na gojenie ran kostnych. Inż. Biomat., 2001, 17-19, 36-37.
[9] Haberko K., Bućko M., Haberko M. i wsp.: Hydroksyapatyt naturalny – preparatyka, właściwości. Inż. Biomat., 2003, 30-33, 32-37.
[10] Valentini P. i wsp: Histological evaluation of Bio-Oss in a 2-stage sinus floor evaluation and implantation procedure. A human case report. Clin, Oral Implants, 1998, 9(1), 59-64.
[11] Markowska M., Radwan-Oczko M., Ziętek M.: Clinical and radiographic evaluation of Bio-Oss for the treatment of periodontal intrabony defects-6 months study. Polim Med., 2005, 35(3), 67-74.
[12] Ogunsalu C.: Dental implant therapy in the treatment of an oroantral communication after exodontias. Implant Dent, 2005, 14(3), 232-6.
[13] Niedzielski K., Synder M., S. Mazurkiewicz i wsp.: Badania biomechaniczne nowej generacji ceramiki Sz2 jako materiałów kościo-zastępczych stosowanych w wypełnieniu ubytków kostnych wytworzonych doświadczalnie. Inż. Biomat., 2003, 28, 8-12.

WPŁYW PRZECIĘCIA TKANEK NA WYNIKI BADAŃ WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH KRĄŻKÓW STAWU SKRONIOWO - ŻUCHWOWEGO

W. Chladek, I. Czerwika

Katedra Modelowania Procesów i Inżynierii Medycznej, Politechnika Śląska
ul. Krasińskiego 8, 40-019 Katowice, Polska

[Inżynieria Biomateriałów, 67-68, (2007), 16-18]

Wprowadzenie

W skład przyczyn powodujących choroby stawów skroniowo-żuchwowych wchodzą zjawiska związane z rozkładami sił i naprężeń w komponentach stawu niemieszczące się w obszarach diagnostyki klinicznej [1]. Pełne wyjaśnienie tych zagadnień wymaga wykorzystania narzędzi biomechaniki takich jak analizy modelowe, oparte o metody numeryczne. Zgodność rezultatów obliczeń ze stanem naturalnego obiektu jest zależna od poprawnego zdefiniowania cech materiałowych badanego układu [2,3]. Wynika stąd duże znaczenie fazy zbierania danych materiałowych, bez której trudno sobie wyobrazić poprawną symulację numeryczną stanów mechanicznych zachodzących w organizmie żywym. W przypadku stawu skroniowo-żuchwowego kluczem jest określenie właściwości tkanek krążka stawowego [4-7]. Przedstawiona praca miała na celu określenie wpływu preparatyki próbek na zmiany charakterystyk mechanicznych tkanek krążków stawowych.

THE INFLUENCE OF TISSUE INCISION ON THE EXAMINATION RESULTS REGARDING TEMPOROMANDIBULAR JOINT DISCS' MECHANICAL PROPERTIES

W. Chladek, I. Czerwika

Department of Process Modelling and Medical Engineering, Silesian University of Technology
40–019 Katowice, ul. Krasińskiego 8

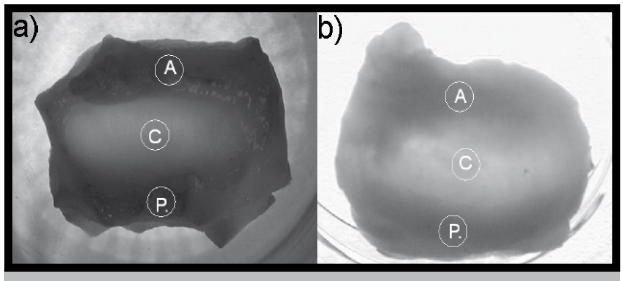
[Engineering of Biomaterials, 67-68, (2007), 16-18]

Introduction

The causes include phenomena connected with forces and stress distribution in joint's components, which cannot be clinically diagnosed [1]. Therefore, a full explanation of these issues requires the application of biomechanical tools. The proper diagnostics method for obtaining the desired answers are model analyses based on numerical methods, such as the finite element method. Compliance of calculation results with the state of a natural object depends on approved boundary conditions, particularly on the defining correctly the investigated system's material properties [2,3]. Therefore, gathering data regarding the material has paramount importance, since it is hard to imagine a correct numerical simulation of the mechanical states present in a living organism [4-7]. This paper attempts to show how excising joint disc samples can influence the samples' mechanical characteristics.

Metodyka badań

Ze względu na trudności z pozyskiwaniem tkanek ludzkich do badań postanowiono wykorzystać krążki wieprzowe. Wygląd krążków wieprzowego i ludzkiego w świetle przechodzącym pokazano na RYS.1. Aby ocenić dokładnie stopień podobieństwa obydwóch obiektów, zmierzono grubości krążków oraz wielkość zagłębienia się w tkanki kulistego penetratora o średnicy 5mm, wgniatanego siłą 1,2N w czasie 15s. Za podstawę oceny przyjęto procentową wielkość zagłębienia penetratora odniesioną do grubości krążka w miejscu badanym. Badania wstępne przeprowadzono dla czterech krążków wieprzowych i dwóch ludzkich. Do analiz wytypowano zaznaczone na rycinie miejsca, z tyłu krążka (P), z przodu krążka (A) oraz strefę centralną (C).



RYS.1. Porównanie wyglądu krążków: a) wieprzowego, b) ludzkiego w świetle przechodzącym wraz z zaznaczonymi miejscami pomiarowymi A-z przodu, P-z tyłu, C-w centralnym punkcie krążka.
FIG.1. Comparison of the view of a) porcine, b) human disc in transmission light with marked measurement places: A-anterior, P-posterior and C-central spot.

Zasadnicze badania własności mechanicznych przeprowadzono na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej Zwick o zakresie obciążenia 25 kN. Do badań przygotowywano: próbki walcowe o średnicy 5mm, krążki nieuszkodzone oraz krążki z ponacinane wokół strefy pomiaru. Po odpowiednim ułożeniu próbki względem stempla, zadawano po dziesięć cykli ściskania i odciążania przyjmując piłowy kształt charakterystyki siła-czas przy stałej prędkość przyrostu obciążenia równej 1N/s. Realizowano cykl odzerowy do maksymalnej wartości siły równej 3 N.

Wyniki badań

Rezultaty wstępnych badań porównawczych krążków ludzkich i wieprzowych zestawiono w TABELI 1 zawierającej średnie grubości oraz zagłębienie względne, wyznaczone jako stosunek wielkości zagłębienia penetratora do grubości krążka w badanym miejscu.

Pomiary grubości wykazały, że zarówno dla krążka ludzkiego, jak i wieprzowego można wyróżnić wyraźnie wzmocnione części przednie i tylne, przy czym część tylna jest grubsza i sztywniejsza od części przedniej. Środki i boki krążków są znacznie cieńsze i bardziej podatne na obciążenia.

Podczas cyklicznych badań krążków pętle histerezy stabilizowały się po 5 cyklu obciążenia. Przykładowe wykresy pokazano na RYSUNKU 2.

Na podstawie uzyskanych ustabilizowanych charakterystyk określono sztywności oraz moduły elastyczności próbek [4]. Dodatkowo odczytywano zakres całkowitego odkształcenia cyklu $\Delta\varepsilon_c$ i odkształcenie $\Delta\varepsilon_d$ charakteryzującego dyssypację energii. Wyniki, będące wartością średnią z trzech pomiarów na tkankach pochodzących od różnych zwierząt, zestawiono w TABELI 2.

Methods

The porcine samples were used for laboratory tests due to the similarity between chewing mechanisms in human beings and pigs. A highlighted view of human and porcine discs shown in FIG.1 illustrates similar diversification of tissue thickness in both discs. Disc thickness and penetration depth of a ball penetrator of 5mm in diameter, indented using force of 1.2N during 15s. The percentage ratio of penetrator's indentation to disc's thickness in the investigated spot was used as the basis for evaluation. Considering the possibility of taking samples later in the experiment, places marked in the figure were selected for analyses in the posterior (P), anterior (A) and central (C) parts. Preliminary investigation was carried out for four porcine and two human discs taken from a 67-year old donor.

Using the Zwick universal strength-testing machine with a 25kN load range. Prepared were: cylindrical samples of 5mm in diameter; complete undamaged discs; and discs with locally interrupted tissue continuity around the measurement zone.

After appropriate placement of the sample in relation to the penetrator, ten compression and relaxation cycles were applied with adopting a saw tooth control signal of the force-time characteristics at a constantly increased loading rate of 1N/s. Cycles with zero to 3N force were realized.

Results

Results of preliminary comparative studies of human and porcine discs are juxtaposed in TABLE 1, presenting average thicknesses and relative indentation depths, determined as a relation between the penetrator's indentation depth and disc thickness within the examined area.

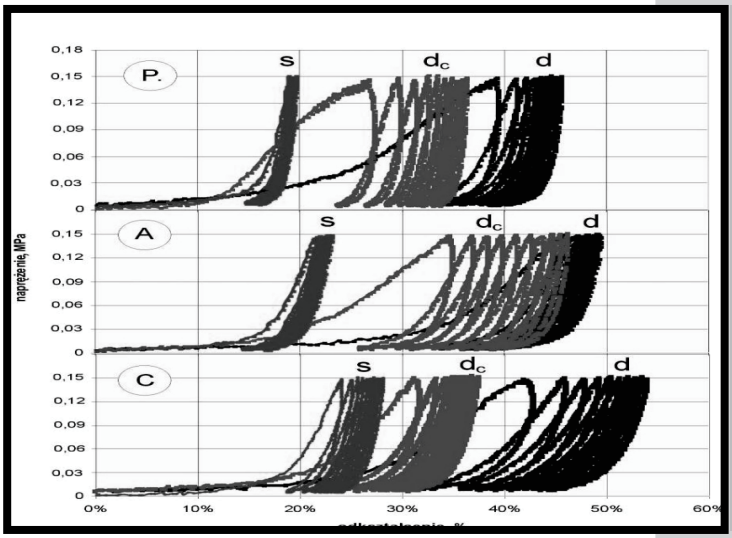
Analizowane miejsce / Analyzed spot	Grubość / Thickness [mm]		Zagłębienie względne penetratora / Penetrator's relative indentation [%]	
	Ludzki krążek / Human disc	Wieprzowy krążek / Porcine disc	Ludzki krążek / Human disc	Wieprzowy krążek / Porcine disc
A	2,7	2,9	6,3	4,9
P	3,2	4,4	4,1	4,2
C	0,9	1,3	12,3	9,7

TABELA 1. Porównanie grubości ludzkich i wieprzowych krążków stawowych oraz ich odkształceń względnych przy nacisku punktowym.
TABLE 1. Comparison of human and porcine joint discs' thicknesses and their relative deformations under spot pressure.

Thickness measurements indicate that, despite the porcine disc's larger mass, its shape is similar to the humane disc. Both human and porcine discs display strengthening of anterior and posterior portions, with the posterior part being thicker and more rigid than the anterior portion. The central and side parts of the disc are substantially thinner and more susceptible to loads, as shown by the relative deformation analysis.

During investigations of the discs, the hysteresis loops were stabilized after the 5th cycle of loading. Example charts presented in FIGURE 2.

The basic examination result was rigidity in the investigated objects, calculated using a ratio of pressure force to displacement $F/\Delta l$, and Young's modulus [4]. Complementary information, illustrating the course of dissipation processes, includes the total deformation range for cycle $\Delta\varepsilon_c$ and the deformation $\Delta\varepsilon_d$ characterizing the width of hysteresis loop. TABLE 2 presents the experimental results, being the average value from three measurements made on tissues sampled from different animals.



RYS.2. Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe uzyskane dla tylniej-P, przedniej-A i środkowej-C, części krążka dla próbek wycinanych (s), krążka z przerwaną ciągłością tkanek (d_c) i dla całego nieuszkodzonego krążka (d).

FIG.2. Example stress and deformation characteristics obtained for P (posterior), A (anterior) and C (central) parts of a disc for: cut-out samples, a disc with interrupted tissue continuity and for a complete, undamaged disc.

Miejsce badania / Examined spot	Rodzaj próbki / Sample type	Nr cyklu / Cycle number	Sztywność / Rigidity [N/mm]	Zakres odkształcenia cyklu $\Delta\varepsilon_c$ / Deformation range in cycle $\Delta\varepsilon_c$ [%]	Szerokość pętli histerezy, $\Delta\varepsilon_d$/ Hysteresis loop width $\Delta\varepsilon_d$, [%]	Moduł elastyczności / Young's modulus [MPa]
Tył krążka / Posterior part of disc	Sample's graph / Próbka wykr.	5	117,9	3,7	0,6	12,56
	Incised disc / Krążek nacięty	5	88,8	3,8	1,2	4,53
	Complete disc / Cały krążek	5	87,1	7,8	2,5	4,44
Przód krążka / Anterior part of disc	Sample's graph / Próbka wykr.	5	97,3	6,4	0,8	7,25
	Incised disc / Krążek nacięty	5	64,3	8,1	2,8	3,28
	Complete disc / Cały krążek	5	58,8	11,4	2,9	2,99
Środek krążka / Central part of disc	Sample's graph / Próbka wykr.	5	87,9	4,7	1,6	6,99
	Incised disc / Krążek nacięty	5	70,6	7,6	1,4	3,6
	Complete disc / Cały krążek	5	38,7	11,1	2,7	1,97

TABELA 2. Średnie wartości sztywności, zakresy odkształceń, moduły elastyczności oraz procentowy ubytek wagi próbek wycinanych w piątym cyklu badania.
TABLE 2. Average rigidity values, ranges of deformation, elasticity moduli and percentage weigh loss of cut-out samples.

Wnioski

Wycinanie próbek lub przerwania ciągłości tkanek krążka powoduje zawyżenie wyznaczanych wielkości modułów elastyczności. Ze względu na zmienność cech geometrycznych i materiałowych nie powinno się określać własności tkanek krążka podczas typowej próby statycznego ściskania. Wskazane jest kilkukrotne powtórzenie cyklu obciążania. Za ustabilizowany można uznać dopiero piąty cykl obciążenia.

Conclusions

The results obtained in this study allow us to conclude that when testing elasticity, a greater error is caused by interrupting the tissue continuity than by disregarding the influence of material's continuity when loading an undamaged disc locally.

Due to variability of the characteristics during consecutive load cycles, the disc's properties identified in a typical static compression test should not be taken into account in model research of joint's load. Only the fifth loading cycle may be considered stabilized.

Piśmiennictwo

[1] Okeson J.P.: Leczenie dysfunkcji narządu żucia i zaburzeń zwarcia. Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2005.
[2] Mov V. C., Huiskes R.: Basic Orthopaedic biomechanice and Mechano-Biology. Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
[3] Zhang M., Zheng Y. P., Mak A. F. T.: Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests-nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation. Med. Eng. Phys., 1997, Vol. 19, 512-517.
[4] Delafargue A., Ulm F. J.: Explicit approximations of the indentation modulus of elastically orthropic solids for conical indenters. Int. J. of Solids and Structures, 2004, 7351-7360.

References

[5] Tanaka E., Eijden T.: Biomechanical behavior of temporomandibular joint disc. Crit. Rev. Oral Biol. Med. 14(2), 2003, 138-150.
[6] Allen K. D., Athanasiou K. A.: Viscoelastic characterization of the porcine temporomandibular joint disc under unconfined compressions. Journal of Biomechanics, 2006, 312-322.
[7] Chin L. P. Y., Aker F. D., Zarrinnia K.: The Viscoelastic Properties of the Human Temporomandibular Joint Disc. J. Oral Maxillofac Surg. 54, 1996, 315-318.