Właściwości wytrzymałościowe wybranych polimerowych nici chirurgicznych

Maria Zurek[1), *)], Anita Kajzer[1)], Marcin Basiaga[1)], Rafał Jendruś[2)]

DOI: dx.doi.org/10.14314/polimery.2016.334

Streszczenie: Zbadano wytrzymałość na zerwanie (przy statycznym rozciąganiu) nici chirurgicznych, wchłanialnych i niewchłanialnych, po 7 i 14 dniach ekspozycji w roztworze Ringera. Stwierdzono, że nici wchłanialne zrywają się pod wpływem większego obciążenia niż nici niewchłanialne oraz że ekspozycja na działanie roztworu symulującego płyny ustrojowe ma istotny wpływ na wartość siły powodującej zerwanie.

Słowa kluczowe: polimerowe nici chirurgiczne, właściwości wytrzymałościowe, zastosowanie w medycynie.

Mechanical properties of selected polymeric surgical sutures

Abstract: The breaking strength of the absorbable and non-absorbable sutures after 7 or 14 days exposure to Ringer's solution was evaluated using a static tensile test. It was found that the absorbable sutures broke at a higher load than the non-absorbable ones. The exposure to body fluid has a significant influence on the values of breaking force.

Keywords: polymeric surgical sutures, mechanical properties, medical applications.

Zespalanie tkanek to podstawowa czynność chirurga wykonywana podczas prawie każdego zabiegu medycznego. Zespolenie tkanek ma na celu stworzenie optymalnych warunków do biologicznego procesu przywracania ciągłości oraz odzyskiwania funkcji zespalanej tkanki. Znane są dwie podstawowe metody łączenia tkanek: pierwsza wykorzystuje nici chirurgiczne, druga – klej i cement kostny. Nici chirurgiczne utrzymują brzegi tkanki blisko siebie, co zapewnia odpowiednią wytrzymałość mechaniczną rany do czasu powstania określonego zrostu. Dobór nici zastosowanych do zespolenia zależy przede wszystkim od rodzaju zespalanej tkanki, okresu implantowania oraz techniki szycia i ma wpływ nie tylko na jakość gojenia się rany, ale również na zadowolenie pacjenta z szybkiej rekonwalescencji. Ze względu na kontakt nici z organizmem człowieka muszą one spełniać wysokie wymagania dotyczące biozgodności oraz odpowiednich właściwości mechanicznych, fizykochemicznych i użytkowych. Bardzo istotną cechą nici chirurgicznych jest ich wchłanialność, będąca podstawowym kryterium ogólnego podziału nici na wchłanialne i niewchłanialne. Nici wchłanialne, m.in. kolagenowe, z poli(kwasu glikolowego), z polidioksanonu, charakteryzują się określonym czasem rozpoczęcia jednolitego wchłaniania do organizmu. Stanowi to istotną zaletę takich nici w wypadku zastosowania ich w zabiegach z trudnym dostępem do narządu. Nici niewchłanialne, takie jak: jedwabne, nylonowe i polipropylenowe należy usunąć z organizmu po zagojeniu się rany.

Ze względu na pochodzenie biomateriału nici chirurgicznych można je podzielić na pochodzenia naturalnego i syntetyczne. Nici pochodzenia naturalnego są obecnie stosowane coraz rzadziej, gdyż wywołują silną reakcję zapalną. Zastępuje się je nićmi syntetycznymi, które charakteryzują się dobrą biozgodnością, ponadto łatwo się je wytwarza, co umożliwia uzyskanie materiału o pożądanych właściwościach [1–5].

CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

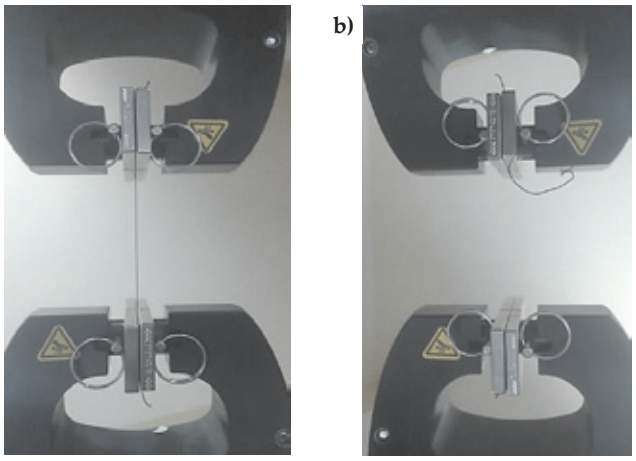
Materiały

Do badań wytypowano nici chirurgiczne w rozmiarze 2–0. Na potrzeby prowadzonego badania nici zakwalifikowano do dwóch grup: wchłanialne – z poli(kwasu glikolowego) I i II producenta (PGA I i PGA II) i z polidioksanonu oraz niewchłanialne – nylonowe i jedwabne. Nici z poli(kwasu glikolowego) są syntetyczne, wielowłókienkowe, plecione i powlekane kaprolaktonem oraz stearynianem wapnia. Nici nylonowe natomiast to materiały szewne syntetyczne, jednowłókienkowe i niepowlekane. Jedwabne nici chirurgiczne charakteryzują się strukturą wielowłókienkową. Ostatnia grupa materiałów do badań obejmuje syntetyczne nici jednowłókienkowe z polidioksanonu.

[1)] Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze, Poland.

[2)] Politechnika Śląska, Wydział Górnictwa i Geologii, ul. Akademicka 2, 44-100 Gliwice, Poland

[*)] Autor do korespondencji; e-mail: mzurek23@gmail.com



Rys. 1. Przykładowy rozstaw uchwytów mocujących próbkę nici z jedwabiu bez węzła: a) przed rozpoczęciem badania, b) po zerwaniu

Fig. 1. Exemplary distance between the mounting handles for the samples of silk sutures without a knot: a) before the test, b) after break off

Przygotowanie próbek do badań

Przed przystąpieniem do badań przy użyciu suwmiarki zmierzono średnicę nici w trzech wybranych losowo miejscach i obliczono wartość średnią. Następnie wszystkie nici pocięto na próbki o długości 15 cm oraz 12 cm. Badano próbki bez węzła, z węzłem oraz z igłą. Badaniom wytrzymałościowym poddano również nici o długości 75 cm. Wykorzystano je do zszycia świńskiej skóry, symulującej tkankę ludzką. Próbki do badań bez igły, z węzłem i bez węzła, stanowiły kawałki nici o długości 15 cm, natomiast próbki z igłą – o długości 12 cm. Spośród wszystkich próbek wytypowano grupy, które poddano ekspozycji w roztworze Ringera przez okres 7 oraz 14 dni, wynikający z czasu zrostu tkanek miękkich. Badanie miało na celu określenie wpływu roztworu symulującego płyny ustrojowe człowieka na wytrzymałość na obciążenie nici chirurgicznych.

Metody badań

– Statyczną próbę rozciągania przeprowadzono zgodnie z normą PN-EN ISO 527-1:2012, przy użyciu maszyny wytrzymałościowej MTS Criterion Model 45, wyposażonej w pneumatyczne uchwyty uniemożliwiające wysuwanie się nici podczas rozciągania. Ustalona odległość między uchwytami wynosiła 60 mm. Badanie prowadzono w warunkach standardowych, a prędkość rozciągania nici chirurgicznej wynosiła 30 mm/min. Każdą z próbek mocowano w uchwytach tak, aby część pomiarowa nici miała taką samą długość (rys. 1). Rejestrowano wartości siły zerwania F (N). Dodatkowo oceniano wpływ obecności węzła na maksymalną wartość siły zerwania nici, sprawdzano też, czy nić zrywa się zawsze w miejscu wiązania.

– W wypadku nici z igłą wyznaczano maksymalną siłę powodującą oderwanie nici od igły.

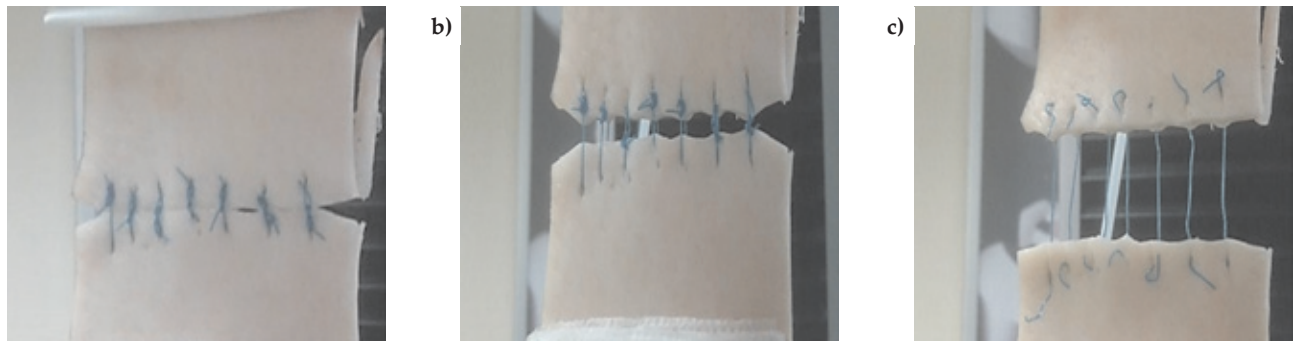
– W statycznej próbie rozciągania wytypowanych nici chirurgicznych, którymi zszyto świńską skórę, określano siłę potrzebną do całkowitego zerwania szwów. W badaniu wykorzystano nici niewchłanialne, nylonowe i jedwabne, stosowane w chirurgii do szycia skóry. Świńską skórę pocięto na fragmenty o wymiarach 110 x 60 mm, podzielono na dwie równe części i zszyto za pomocą szwu węzełkowego zwykłego. W celu analizy wpływu ekspozycji w roztworze Ringera na wytrzymałość mechaniczną nici, do wszystkich badań wytypowano również nici poddane ekspozycji na okres 7 lub 14 dni. Szwy rozciągano z prędkością 4 mm/min. Sposób zszycia oraz umocowania fragmentów skóry w uchwytach maszyny wytrzymałościowej przedstawia rys. 2.

WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

Wykresy zależności przyłożonej siły od wydłużenia badanych nici chirurgicznych przedstawia rys. 3. Uśrednione wartości sił zrywających nici przedstawiają tabele 1–3.

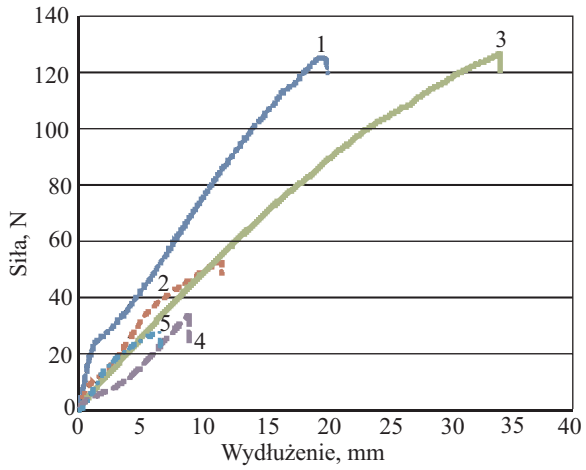
Na podstawie wyników uzyskanych w statycznej próbie rozciągania nici bez węzła i bez igły (rys. 1) można stwierdzić, że siła potrzebna do zerwania nici z poli(kwasu glikolowego) I producenta, poddanych 14-dniowej ekspozycji w roztworze Ringera, jest czterokrotnie mniejsza (35 N) niż siła zerwania nici przed ekspozycją (127 N), natomiast po 7-dniowej ekspozycji wartość F wynosi 48 N.

Analogiczne wyniki uzyskano w wypadku nici z polidioksanonu. Siła potrzebna do ich zerwania wynosiła 123 N, po 7 dniach ekspozycji w roztworze Ringera



Rys. 2. Skóra zszyta nićmi nylonowymi: a) przed rozpoczęciem badania, b) w trakcie badania, c) po zakończeniu badania

Fig. 2. The pig's skin stitched using nylon sutures: a) before the test, b) during the experiment, b) after the test



Rys. 3. Wykres siła – wydłużenie próbek badanych nici w stanie wyjściowym: 1 – PGA I producent, 2 – PGA II producent, 3 – polidioksanon, 4 – nylon, 5 – jedwab

Fig. 3. Graph load – elongation of all the examined sutures in the initial state: 1 – PGA producer I, 2 – PGA producer II, 3 – polydioxanone, 4 – nylon, 5 – silk

F = 42 N, a po 14 dniach F = 47 N. Nici PGA II były bardziej odporne na działanie roztworu Ringera i wartość siły zerwania nici zmniejszyła się nieznacznie; o 5 N po 7 dniach i o 15 N po 14 dniach. Nici niewchłanialne zrywały się przy dużo mniejszym obciążeniu niż nici wchłanialne. Siła powodująca zerwanie nici jedwabnych po ich ekspozycji w roztworze Ringera zmniejszyła się z 28 N do 17 N po 7 dniach ekspozycji i do 16 N – po 14 dniach ekspozycji, natomiast w wypadku nici nylonowych siła ta się zwiększyła z F = 28 N, odpowiednio, do F = 29 N po 7 dniach ekspozycji i do F = 34 N – po 14. Można stwierdzić, że ekspozycja w roztworze Ringera powoduje zmniejszenie wytrzymałości nici chirurgicznych. Wyjątek stanowi nić nylonowa – siła potrzebna do jej zerwania po ekspozycji w roztworze Ringera się zwiększyła.

W statycznej próbie rozciągania nici z węzłem zaobserwowano, w większości wypadków, zmniejszenie siły potrzebnej do zerwania nici po ich ekspozycji w roztworze Ringera. Siła zerwania nici PGA I w stanie wyjściowym wynosiła 35 N, po 7 dniach ekspozycji F = 23 N, natomiast po 14 dniach F = 16 N. Nici PGA II w stanie wyjściowym zrywały się pod obciążeniem F = 43 N, po 7-dniowej ekspozycji w roztworze Ringera F = 24 N, natomiast po 14 dniach ekspozycji wartość ta wynosiła 23 N. Istotne różnice wartości siły zerwania stwierdzono również w wypadku nici niewchłanialnych: siła powodująca zerwanie nici jedwabnych w stanie wyjściowym wynosiła 22 N, po 7-dniowej ekspozycji F = 9 N, a po 14-dniowej F = 3 N (tabela 1).

W statycznej próbie rozciągania nici z igłą zaobserwowano, że nici z poli(kwasu glikolowego) poddane 14-dniowej ekspozycji w roztworze Ringera odrywały się od igły pod wpływem siły 20-krotnie mniejszej niż siła odrywająca nić w stanie wyjściowym. Nici niewchłanialne były bardziej odporne na działanie roztworu Ringera i siła oderwania ich od igły nie uległa dużej zmianie po ekspozycji. W wypadku nici jedwabnych siła ta zmniejszyła się dopiero po 14 dniach ekspozycji, natomiast siła oderwania nici nylonowych od igły zmniejszała się wraz z czasem ekspozycji w roztworze Ringera (tabela 2). Można stwierdzić, że siła potrzebna do oderwania nici od igły była największa w odniesieniu do próbek w stanie wyjściowym, a najmniejsza po 14 dniach ekspozycji w roztworze Ringera.

Wyniki uzyskane w statycznej próbie rozciągania szwów łączących skórę świńską (rys. 2) świadczą, że siła zerwania szwu wykonanego za pomocą nici nylonowej lub jedwabnej zwiększyła się prawie dwukrotnie po 7-dniowej ich ekspozycji w roztworze Ringera, przy czym szwy z nici nylonowych zrywały się pod dużo mniejszym obciążeniem, odpowiednio, F = 41 N i F = 99 N w porównaniu z siłą zrywającą szwy z nici jedwabnych (F = 120 N i F = 232 N). Zszywanie skóry świńskiej przy użyciu nici nylonowych było trudne ze względu na ich gładką strukturę oraz śliską powierzchnię skóry; czynniki te mogły również wpłynąć na wynik badania, ponieważ węzły łatwo się rozplątywały (tabela 3).

Na podstawie otrzymanych wyników badań nici chirurgicznych oraz danych literaturowych [6–8] można stwierdzić, że właściwości mechaniczne nici zależą przede wszystkim od ich rozmiaru, producenta oraz warunków przeprowadzanych badań.

Autorzy pracy [6] oceniali właściwości mechaniczne stosowanych w ortopedii nici chirurgicznych, w postaci

T a b e l a 1. Wartość siły zerwania (*F*, N) nici bez igły

T a b l e 1. Breaking force *F* of sutures without a needle [N]

	Badania własne						Inni autorzy [6]	
	Stan wyjściowy		Po ekspozycji w roztworze Ringera					
			7 dni		14 dni			
	bez węzła	z węzłem	bez węzła	z węzłem	bez węzła	z węzłem	bez węzła	z węzłem
PGA I	127	35	48	23	35	16	–	–
PGA II	53	43	48	24	38	23	–	–
Polidioksanon	123	30	42	6	47	7	–	–
Jedwab	28	22	17	9	16	3	–	–
Nylon	28	29	29	11	34	4	30	21

związanej i niezwiązanej. Nici nylonowe, poliestrowe i polipropylenowe o rozmiarach 0,3–0 i 4–0 rozciągali z prędkością 30 mm/min. Zaobserwowana siła zerwania nici nylonowych mieściła się w zakresie 23–59 N (nić związana) oraz 17–38 N (nić niezwiązana), w zależności od rozmiaru nici. Zarejestrowana przez nas siła potrzebna do zerwania nici nylonowych w stanie wyjściowym (przed ekspozycją w roztworze) była równa 29 N (nić związana) i 28 N (nić niezwiązana), natomiast uzyskane przez autorów [6] wartości siły zerwania nici o podobnych rozmiarach wynosiły 21 N (nić z węzłem) oraz 30 N (nić bez węzła).

Wesołowski i współpr. [7] porównywali wytrzymałość nici jedwabnych, nylonowych, polipropylenowych i z PGA o rozmiarach 3–0 i 2–0, stosowanych w chirurgii stomatologicznej. Nici rozciągano z prędkością 100 mm/min. Zaobserwowano, że siła potrzebna do zerwania nici jedwabnej o rozmiarze 2–0 wynosiła 42 N (I producent) i 34 N (II producent), natomiast wartość uzyskana przez nas wynosiła 28 N.

Wesołowski i współpr. uzyskali wartości siły zerwania nici nylonowych F = 42 N (I producent) i F = 22 N (II producent), natomiast wartość otrzymana przez nas to F = 28 N. Siła zerwania nici z PGA uzyskana przez autorów [7] wynosiła 53 N (I producent) oraz 75 N (II producent), a otrzymana przez nas – 127 N (I producent) i 53 N (II producent). Najbardziej wytrzymała na zerwanie okazała się nić z poli(kwasu glikolowego) (F = 127 N). Autorzy [7] stwierdzili też, że nici polifilamentowe (wielowłókienkowe) wykazują większą wytrzymałość niż nici monofilamentowe (jednowłókienkowe), czego nie potwierdziły nasze badania. W wypadku nici z polidioksanonu (monofilamentowe) zarejestrowana wartość siły zerwania (F = 123 N) była większa niż wartość siły zerwania nici polifilamentowych PGA II (F = 53 N) lub jedwabnych (F = 28 N) – tabela 4.

Khiste i współpr. [8] analizowali wpływ działania roztworu symulującego środowisko jamy ustnej na właściwości mechaniczne nici chirurgicznych z węzłem z poli(kwasu glikolowego), poliglaktyny oraz z kopolimeru glikolidu i ε-kaprolaktonu, o rozmiarach 4–0 i 5–0. Nici poddano ekspozycji w roztworze symulującym ludzką ślinę przez: 1 godzinę, 1, 3, 7 i 14 dni, a rozciągano je z prędkością 25 mm/min.

Siła zerwania nici z PGA w stanie wyjściowym, zarejestrowana przez autorów [8], wynosiła 15 N (rozmiar 4–0) oraz 9 N (rozmiar 5–0), natomiast po 7-dniowej ekspozycji w roztworze wartości te się zmniejszyły do 13 N (rozmiar 4–0) i do 6 N (rozmiar 5–0), po 14-dniowej ekspozycji do 0,5 N (rozmiar 4–0) i do 0,2 N (rozmiar 5–0) (tabela 5). Wyniki uzyskane przez nas i przez Khiste i współpr. wskazują, że siła zerwania zmniejsza się wraz z czasem ekspozycji. Różnice wartości siły zerwania wynikają z zastosowanego odmiennego środowiska ekspozycji oraz zróżnicowanego rozmiaru (średnicy) nici chirurgicznych użytych do badań.

T a b e l a 2. Wartość siły oderwania (*F*, N) nici od igły
T a b l e 2. Tear off force *F* of suture from the needle [N]

	Stan wyjściowy	Po ekspozycji w roztworze Ringera	
		7 dni	14 dni
PGA I	45	11	2
PGA II	32	17	13
Polidioksanon	61	8	42
Jedwab	29	29	8
Nylon	26	16	1,6

T a b e l a 3. Wartość siły zerwania (*F*, N) szwów łączących skórę świńską
T a b l e 3. Breaking force *F* of sutures connecting the pig's skin [N]

	Stan wyjściowy	Po ekspozycji w roztworze Ringera
		7 dni
Nylon	41	99
Jedwab	120	232

T a b e l a 4. Siła zerwania (*F*, N) nici z poli(kwasu glikolowego), jedwabiu i nylonu
T a b l e 4. Breaking force *F* of poly(glycolic acid), silk and nylon sutures [N]

	Inni autorzy [7]		Badania własne	
	I producent	II producent	I producent	II producent
PGA	53	75	127	53
Jedwab	42	34	28	–
Nylon	42	22	28	–

T a b e l a 5. Siła zerwania (*F*, N) nici z poli(kwasu glikolowego) z węzłem
T a b l e 5. Breaking force *F* of sutures made from poly(glycolic acid) with a knot [N]

	Inni autorzy [8]			Badania własne					
				I producent			II producent		
	Stan wyjściowy	Po ekspozycji w płynach fizjologicznych		Stan wyjściowy	Po ekspozycji w płynach fizjologicznych		Stan wyjściowy	Po ekspozycji w płynach fizjologicznych	
		7 dni	14 dni		7 dni	14 dni		7 dni	14 dni
PGA	15,0	13,0	0,5	35,0	23,0	16,0	43,0	24,0	23,0

PODSUMOWANIE

Nici wchłanialne zrywają się pod wpływem większych obciążeń niż nici niewchłanialne. Największą wytrzymałość na zerwanie wykazywały nici z poli(kwasu glikolowego) I producenta w stanie wyjściowym, a najmniejszą – nici jedwabne po 14-dniowej ekspozycji. Największą siłę powodującą oderwanie nici od igły zarejestrowano w wypadku nici z polidioksanonu w stanie wyjściowym, a najmniejszą – nici nylonowych po 14 dniach ekspozycji w roztworze Ringera. Nici odrywały się od igły zawsze w miejscu ich złączenia, natomiast nici z węzłem zawsze zrywały się w miejscu związania.

Siła zerwania szwów łączących świńską skórę zwiększyła się prawie dwukrotnie po 7-dniowej ekspozycji w roztworze Ringera; szwy wykonane przy użyciu nici nylonowych zrywały się pod wpływem mniejszych obciążeń niż szwy wykonane z nici jedwabnych.

LITERATURA

[1] "Biomaterials science: an introduction to materials in medicine" (red. Ratner B., Hoffman A.S., Schoen F.J., Lemons J.E.), Elsevier Academic Press, San Diego 2004, str. 614–627.

[2] Marciniak J.: „Biomateriały", Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013, str. 392–393.

[3] Nałęcz M.: „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Biomateriały", Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003, str. 292–294.

[4] Zapalski S., Chęciński P.: „Szwy chirurgiczne", α-medica press, Bielsko-Biała 1999.

[5] „Narzędzia, protezy i szwy chirurgiczne" (red. Bielecki K.), Wydawnictwo Makmed, Lublin 2008.

[6] Sardenberg T., Müller S.S., de Almeida Silvares P.R. i in.: *Acta Ortopédica Brasileira* **2003**, *11*, 88. http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522003000200004

[7] Wesołowski P., Bakuniak P., Iwanowski K. i in.: *Nowa Stomatologia* **2012**, *1*, 3.

[8] Khiste S.V., Ranganath V., Nichani A.S.: *Journal of Periodontal and Implant Science* **2013**, *43*, 130. http://dx.doi.org/10.5051/jpis.2013.43.3.130

Otrzymano 1 VII 2015 r.