

Mechanical properties of sutures and knots used in oral surgery – an *in vitro* study

Właściwości mechaniczne nici i węzłów stosowanych w chirurgii jamy ustnej – badania *in vitro*

Kamila Łukaszuk¹, Dorota Wojnicz¹, Żaneta A. Mierzejewska²,
Mateusz Mierzejewski¹, Katarzyna Fiedorowicz¹,
Natalia Tołoczko-Iwaniuk³, Emilia Łukaszuk², Jarosław Sidun², Jan Borys³

¹ Studenckie Koło Naukowe przy Klinice Chirurgii Szcękowo-Twarzowej i Plastycznej, Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, Polska
Students' Research Group at Department of Maxillofacial and Plastic Surgery, Medical University in Białystok, Poland
Supervisor: dr n. med. J. Borys

² Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Polska
Faculty of Mechanical Engineering, Department of Material and Biomedical Engineering, Białystok University of Technology, Poland
Head: prof. J. Sidun

³ Klinika Chirurgii Szcękowo-Twarzowej i Plastycznej, Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, Polska
Department of Maxillofacial and Plastic Surgery, Medical University in Białystok, Poland
Head: dr n. med. J. Borys

Abstract

Introduction. Among the materials used for wound closure, surgical sutures are the ones most commonly used for this purpose. They are characterized by different mechanical properties. The type of thread and knot has significant impact on the security and stable close-up of wound edges, which allows proper healing. **Aim of the study.** To evaluate and compare durability of four kinds of threads and three different knots following the exposure to Ringer's solution. **Material and methods.** The following were examined: durability and extendibility of four sutures and three surgical suture configurations: A. 2-1 (one double loop led to the right and one single loop led to the left), B. 2-2 (two double loops, one led the right, the other to the left), C. 1-1-1 (three single loops, the first and the third routed to the right, the other one to the left). The breaking force was measured by means of "Zwick Z010" device. **Results.** Mersilk and Dafilon threads had the same durability before and after the exposure, but after seven days they were more extendible. Threads bound with a knot (one double loop to the right and one single loop to the left) had worse durability and were the least susceptible to

Streszczenie

Wstęp. Wśród materiałów wykorzystywanych do zamykania ran najczęściej stosowane są nici chirurgiczne. Charakteryzują się one jednak różnymi właściwościami mechanicznymi. Rodzaj nici oraz typ węzła, które są stosowane mają znaczący wpływ na bezpieczne i stabilne zblizenie brzegów rany, które umożliwia jej właściwe gojenie. **Cel pracy.** Celem badań była ocena i porównanie właściwości czterech rodzajów nici chirurgicznych oraz trzech konfiguracji węzłów po poddaniu ich działaniu roztworu Ringera. **Materiały i metodyka.** Badano wytrzymałość i wydłużenie czterech rodzajów nici oraz trzech konfiguracji węzłów chirurgicznych: A. 2-1 (jedna pętla podwójna poprowadzona w prawo i jedna pętla pojedyncza poprowadzona w lewo), B. 2-2 (dwie pętli podwójne, jedna poprowadzona w prawo, druga w lewo), C. 1=1=1 (trzy pętli pojedyncze, pierwsza i trzecia poprowadzone w prawo, druga w lewo). Siłę potrzebną do zerwania mierzono za pomocą urządzenia „Zwick Z010”. **Rezultaty.** Nici Mersilk i Dafilon były tak samo wytrzymałe przed i po ekspozycji, ale po 7 dniach były bardziej rozciągliwe. Dużo słabsze i mniej podatne na rozciąganie są nici z zawiązanym

KEYWORDS:
surgery, sutures, knots, elongation

HASŁA INDEKSOWE:
chirurgia, szwy, węzły, wydłużenie

stretching. Conclusion. Stitches in the environment of the oral cavity are exposed to the forces unleashed during speech, deglutition and mastication. Therefore, it is critical to choose the correct suture along with the correct knot.

Introduction

Medical threads are materials commonly applied for surgical purposes and to obtain correct haemostasis.^{1,2} Originally, surgical threads were produced from the small intestine of a goat, ox or ram. In 2001, a directive prohibited further use of organic threads globally due to the justified suspicions of spreading contagious diseases such as zoonosis. As medical research continued to develop, so did the production of artificial materials to substitute organic ones. The current classification of these materials include the type of material (biological and synthetic), degradation in biological tissues (resorbable and non-resorbable) and structural (monofilament and multifocal) properties.² The type of thread or knot chosen to be applied has a significant effect on the wound's alignment along the lacerated edges, allowing optimal gap orientation of the healing wound.³ Most frequently, the weakest part of the anastomosis is the knot. The factors determining the durability of a knot are: tension, diameter of the thread, type of a knot, and the remaining tie lengths.⁴ A wide array of materials require multiple loops to create a strong knot that will allow a stable and durable connection.³ Sutures applied in the oral cavity are exposed to a unique environment different from other parts of the body. This would include different types of tissues, constant presence of saliva and profuse vascularization; speech, chewing, deglutition, and swallowing also determine bond's strength. For this reason, anastomoses require specific features such as dimensional stability, lack of shape memory, good tensile strength, and sufficient elasticity to prevent damage to oral mucosa.⁴

The purpose of this study was to evaluate and compare the properties of four surgical sutures and three knots configurations after being subjected to Ringer's solution.

węzłem A (jedna pętla podwójna poprowadzona w prawo i jedna pętla pojedyncza poprowadzona w lewo). Wnioski. Szwy w środowisku jamy ustnej poddawane są siłom wyzwalanym podczas mowy, połykania i żucia. Z tego powodu istotny jest wybór właściwego rodzaju nici i typu węzła chirurgicznego.

Wstęp

Nici chirurgiczne to materiały biomedyczne służące m. in. do zblżenia brzegów rany oraz uzyskania właściwej hemostazy.^{1,2} Pierwotnie wytwarzane były z jelita cienkiego kozy, wołu i barana. W 2001 roku w wielu krajach wprowadzono dyrektywę zabraniającą stosowania tego materiału z powodu uzasadnionych podejrzeń przenoszenia tą drogą chorób odzwierzęcych. Wraz z rozwojem nauki rozpoczęto produkcję sztucznych materiałów szewnych, pochodzących z rafinacji ropy naftowej. Klasyfikacja materiałów szewnych uwzględnia rodzaj materiału (naturalne i syntetyczne), biologiczną degradację w tkankach organizmu (resorbowalne i nieresorbowalne) oraz właściwości strukturalne (jednowłóknowe i wielowłóknikowe).² Rodzaj nici oraz typ węzła, które są stosowane mają znaczący wpływ na bezpieczne i stabilne zblżenie brzegów rany, które umożliwia jej właściwe gojenie.³ Najślabszym elementem zespolenia jest węzeł. Czynniki warunkującymi trwałość węzła są: napięcie, średnica nici, rodzaj węzła oraz długość pozostawionych końców.⁴ Dla różnych materiałów silny węzeł wymaga różnej liczby pętli, które pozwalają na uzyskanie stabilnego i trwałego połączenia.³ Szwy zakładane w obrębie jamy ustnej narażone są na obecność odmiennego niż w pozostałych obszarach ciała środowiska. Inny rodzaj tkanek, stała obecność śliny, bogate unaczynienie oraz procesy mowy, żucia, połykania również decydują o jakości połączenia. Z tego względu zespolenia wymagają specyficznych właściwości, takich jak: stabilność wymiarów, brak pamięci kształtu, dobrą wytrzymałość na rozciąganie oraz wystarczającą elastyczność zapobiegającą uszkodzeniu błony śluzowej jamy ustnej.⁴

Celem badań była ocena i porównanie właściwości czterech rodzajów nici chirurgicznych oraz trzech konfiguracji węzłów po poddaniu ich działaniu roztworu Ringera.

Table 1. Characteristics of surgical sutures used in the study

Name of the suture	Size	Material	Structure	Characteristics
Mersilk	4.0	Silk thread	Weave, Polifilament	Non-resorbable, wax coated
Caprosyn	4.0	Polyester thread, synthetic	Monofilament	Resorbable
Safil	4.0	Polyglycol acid thread, synthetic	Weave	Resorbable, magnesium stearate coated
Dafilon	4.0	Polyamide thread	Monofilament	Non-resorbable, uncoated

Material and methods

Four types of surgical sutures were used in this study: Mersilk, Caprosyn, Safil, Dafilon (Tab. 1). The thread diameters were measured with a micrometre to ensure that all threads used in this study were 0.17 mm. The study compared three surgical suture configurations: A. 2-1 (one double loop led to the right and one single loop led to the left), B. 2-2 (two double loops, one led to the right, the other to the left), C. 1=1=1 (three single loops, the first and the third routed to the right, the other one to the left), each knot was pressed for three seconds during binding.

A section of each applied thread (research sample) was kept for 7 days at 37°C in Ringer's solution (0.61g NaCl, 0.479g CaCl₂, 0.307g KCl), simulating biological fluid. The surgical sutures were tested using a Zwick Z010 universal strength machine. The thread ends were fixed to the jaws of the endurance machine, stretching the thread. The experiment was performed under standard conditions at a speed of 20 mm/min and force of 0.1 N till failure. The results of the thread tests were observed and documented. Ten tests were performed (five dry threads and five in Ringer's solution) for each thread and knot.

The data was analysed for multivariate and one-way ANOVA ($p < 0.05$).

Results

Influence of Ringer's solution on thread's strength

Safil thread after seven days in Ringer's solution was less resistant ($p=0.00001$) and extensible ($p=0.00002$) than prior to exposure. For Caprosyn strands no great or statistically significant effects

Material i metody

Do badania użyto czterech rodzajów nici chirurgicznych: Mersilk, Caprosyn, Safil, Dafilon (Tab. 1). Średnicę nici zmierzono za pomocą mikrometru. Wynik otrzymany dla wszystkich uwzględnionych w badaniu nici wyniósł 0,17 mm. W badaniu porównano trzy konfiguracje węzłów chirurgicznych: A. 2-1 (jedna pętla podwójna poprowadzona w prawo i jedna pętla pojedyncza poprowadzona w lewo), B. 2-2 (dwie pętle podwójne, jedna poprowadzona w prawo, druga w lewo), C. 1=1=1 (trzy pętle pojedyncze, pierwsza i trzecia poprowadzone w prawo, druga w lewo), każdy węzeł przy wiązaniu dociskano przez 3s.

Część nici (próba badawcza) przetrzymywano przez 7 dni w temperaturze 37°C w roztworze Ringera, symulującym płyn biologiczny (0,61g NaCl; 0,479g CaCl₂; 0,307g KCl). Badanie wytrzymałości nici chirurgicznych przeprowadzono z wykorzystaniem uniwersalnej maszyny wytrzymałościowej „Zwick Z010”. Końcówki nici mocowano w szczękach uchwytów maszyny wytrzymałościowej, następnie nić poddawano rozciąganiu. Doświadczenie wykonano w standardowych warunkach przy prędkości badania 20 mm/min oraz sile wstępnej 0,1 N. W momencie zerwania urządzenie zatrzymywało się wskazując wartości użytej siły oraz wydłużenie. Obserwowano, w którym miejscu następowało zerwanie lub rozwiązanie nici. Dla każdej nici oraz węzła wykonano 10 prób (5 prób dla nici suchych i 5 dla przebywających w roztworze Ringera).

Dane uzyskane poddano analizie statystycznej ANOVA wieloczynnikowej i jednoczynnikowej ($p < 0,05$).

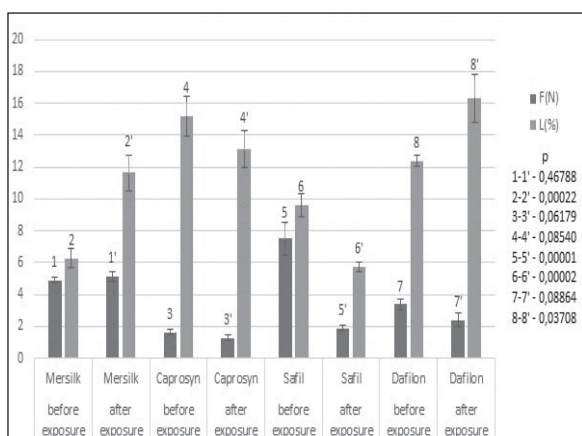


Fig. 1. Influence of Ringer's solution on thread's strength.
Wpływ płynu Ringera na wytrzymałość nici.

(strength $p=0.06179$; extensibility $p=0.0854$) on their mechanical properties were observed. Both Mersilk thread (strength $p=0.46788$; extensibility $p=0.00022$) and Dafilon thread (strength $p=0.08864$; extensibility $p=0.03708$) remained strong before and after exposure, but after seven days stretched slightly (Fig. 1).

Impact of knot on thread's strength

The most durable and stretchable threads were with knot B and knot C, between which there were no statistically significant differences (strength $p=0.60092$, extensibility $p=0.21536$). Much weaker and less prone to stretch was knot A compared with knot B (strength $p=0.00001$, extensibility $p=0.00001$) and C (strength $p=0.00014$, extensibility $p=0.00648$). Cracks were observed directly above the knot when kept dry. Safil knot when wet got untied in every knot type. After being in Ringer's solution knot A got untied irrespective of the type of thread used; in other ones, the break occurred directly above the knot (Fig. 2).

Discussion

Threads used in maxillofacial surgery should be characterized by durability, decreasing with the progression of tissue healing. Medical threading materials should be designed to pass easily through tissue. These threads should be biologically inert, stretchable, and able to return

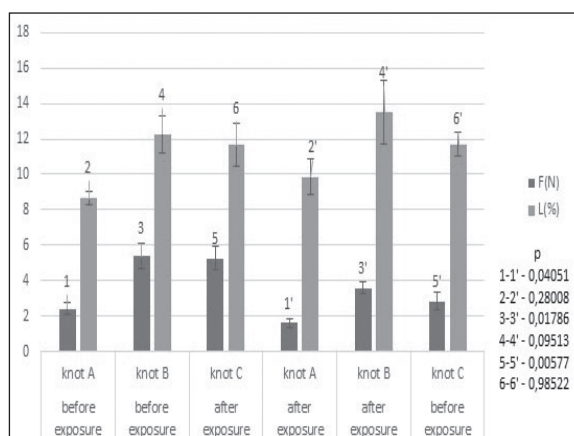


Fig. 2. Impact of knot on thread's strength.
Wpływ węzła na wytrzymałość nici.

Wyniki

Wpływ płynu Ringera na wytrzymałość nici

Nić Safil po 7 dniach przetrzymywania w płynie Ringera charakteryzowała się mniejszą wytrzymałością ($p=0,00001$) i wydłużeniem ($p=0,00002$), niż przed ekspozycją na roztwór. W przypadku nici Caprosyn nie zaobserwowano istotnego statystycznie (wytrzymałość $p=0,06179$; wydłużenie $p=0,0854$) wpływu roztworu na właściwości mechaniczne nici. Nici Mersilk (wytrzymałość $p=0,46788$; wydłużenie $p=0,00022$) i Dafilon (wytrzymałość $p=0,08864$; wydłużenie $p=0,03708$) były tak samo wytrzymałe przed i po ekspozycji, ale po 7 dniach były bardziej rozciągliwe (Fig. 1).

Wpływ węzła na wytrzymałość nici

Najbardziej wytrzymałe i najbardziej podatne na rozciąganie były nici z węzłem B i węzłem C, pomiędzy którymi nie ma statystycznych różnic (wytrzymałość $p=0,60092$, wydłużenie $p=0,21536$). Dużo słabsze i mniej podatne na rozciąganie są nici z zawiązanym węzłem A w porównaniu do węzła B (wytrzymałość $p=0,00001$, wydłużenie $p=0,00001$) i C (wytrzymałość $p=0,00014$, wydłużenie $p=0,00648$). W suchych niciach doszło do pęknięcia bezpośrednio nad węzłem, w niciach mokrych Safil uległ rozwiązaniu przy każdym rodzaju węzła. Węzeł A po przebywaniu w roztworze Ringera uległ rozwiązaniu bez względu na rodzaj użytej nici, w pozostałych niciach doszło do pęknięcia bezpośrednio nad węzłem (Fig. 2).

to its original length.⁶ Reports in literature indicate a relationship between the mechanical properties of surgical sutures and their size, material as well as the conditions of the study, i.e. the exposure to fluid and duration of exposure.^{1,5,7,8}

In the studies conducted by *Zurek* et al. on polyglycol acid (PGA) threads (resorbable), nylon, and silk threads (non-resorbable) at sizes 2.0 after knotting and seven and fourteen days of exposure to the Ringer's solution they were subjected to a static stretch test. The authors demonstrated a decrease in the force needed to break the thread after 7-day exposure to the solution compared to baseline for all types of threads.⁵ In our own studies it was found that the strength required to break the thread decreased with the exception of Mersilk (silk), but the differences were statistically significant only in the case of Safil (PGA) threads. Similar results were obtained by *Khiste* in studies on resorbable sutures.⁷

Wesołowski et al. evaluated the strength needed to break down dental sutures of silk, nylon, PGA and polypropylene, size 2.0 and 3.0. They demonstrated that the greatest force must be used to break silk threads. There was also increased durability of polyfile strands compared to monofilament ones, which is in line with our own rupture strength study prior to exposure to Ringer's solution. It should be noted that in contrast to our own research, the threads in these experiments differed in size and storage conditions (either dry or in solutions simulating biological fluids).¹

Kim et al. in the study of non-resorbable threads (nylon, silk) and resorbable (PGA) size 4.0 showed that the latter type did not affect the tensile strength of the thread, whereas in the case of the former ones their type has an effect on both characteristics. In the study of the effect of exposure time of resorbable threads to Hank's solution, the authors noted a reduction of their extensibility and durability over time, which was related to the degree of resorption of the threads.⁶

Understanding the characteristics and strength of each surgical thread is important to a physician during knotting – weak suture at too high a force of tension can lead to breaking the thread during

Dyskusja

Nici stosowane w chirurgii szczękowo – twarzowej powinny charakteryzować się wysoką wytrzymałością, malejącą wraz z postępem gojenia tkanek. Materiał szewny powinien bez trudu przechodzić przez szyte tkanki. Nici powinny też być biologicznie obojętne, rozciągliwe, a wraz z gojeniem rany wracać do pierwotnej długości.⁶ Literatura podaje istnienie zależności między mechanicznymi właściwościami nici chirurgicznych a ich rozmiarem, materiałem, z jakiego zostały wykonane, warunkami prowadzenia badania, tj. ekspozycją nici na płyny i czasem jej trwania.^{5,1,7,8}

W badaniach prowadzonych przez *Zurek* i wsp. nici z kwasu poliglikolowego (PGA) (resorbowalne) oraz nylonowe i jedwabne (nieresorbowalne) w rozmiarze 2.0 po założeniu węzła i ekspozycji przez okres 7 i 14 dni na roztwór Ringera zostały poddane statycznej próbie rozciągania. Autorzy wykazali zmniejszenie siły potrzebnej do zerwania nici po 7-dniowej ekspozycji na roztwór w porównaniu do stanu wyjściowego w przypadku wszystkich rodzajów nici.⁵ W badaniach własnych stwierdzono, że siła potrzebna do zerwania nici zmalała z wyjątkiem nici Mersilk (jedwab), jednakże różnice były istotne statystycznie tylko w przypadku nici Safil (PGA). Podobne wyniki uzyskał *Khiste* w badaniach szwów resorbowalnych.⁷

Wesołowski i wsp. oceniali siłę potrzebną do zerwania stosowanych w chirurgii stomatologicznej nici jedwabnych, nylonowych, PGA i polipropilenowych, w rozmiarach 2.0 i 3.0. Wykazali oni, że największej siły należy użyć do zerwania nici jedwabnej. Stwierdzono także większą wytrzymałość nici polifilamentowych w porównaniu do monofilamentowych, co jest zgodne z badaniami własnymi dotyczącymi siły zerwania nici przed ekspozycją na roztwór Ringera. Należy zauważyć, że w przeciwieństwie do badań własnych, nici w doświadczeniach różniły się rozmiarem i warunkami przechowywania (na sucho lub w roztworach symulujących płyny biologiczne).¹

Kim i wsp. w badaniach dotyczących nici nieresorbowalnych (nylon, jedwab) i resorbowalnych (PGA) w rozmiarze 4.0 wykazali, że typ nici rozpuszczalnej nie wpływa na wytrzymałość i rozciągliwość nici, natomiast w przypadku nici

binding.² Knots reduce the strength of the thread compared with the knotless thread.^{5,6} In literature, knots are represented as the weakest part of the seam between the loop and the first knot due to the shear stress present at the location.⁹ There is little research on the relationship between the type of knot and its strength and extensibility. A secure knot is one that is lost through tearing rather than untying.³

In the study of non-resorbable sutures, *Kim et al.* observed that the untying of the knot would occur under the influence of the load, whereas in the case of resorbable thread, all the knots were torn.⁶ *Fergusson et al.* reported that each knot ruptured directly before the knot.⁸ *Wesołowski et al.* also found ruptures in places outside the knot.¹ All cited authors used surgical knots. In the present study, rupture of the strands before exposure to Ringer's solution occurred directly above the knot; after exposure, knot A always self-untied, the other knots tore directly above the knots. Safil thread, after exposure to Ringer's solution, the knots always got untied, regardless of the type.

Conclusion

Sutures in the oral cavity are susceptible to the adverse effects of saliva and tissue fluids, as well as the stresses of speech, chewing, and swallowing. It is, therefore, very important to choose the right thread and the type of surgical knots used for closure of oral tissues.

nierozpuszczalnych ich typ ma wpływ na obie te cechy. W badaniu wpływu czasu ekspozycji nici resorbowalnych w roztworze Hanka cytowani autorzy stwierdzili obniżenie ich wydłużania i wytrzymałości z upływem czasu, co miało związek ze stopniem resorpcji nici.⁶

Znajomość wartości wytrzymałości nici jest dla lekarza istotna podczas tworzenia węzła – słaby szew przy zbyt dużej sile napięcia może doprowadzić do zerwania nici podczas wiązania.² Założenie węzła zmniejsza wytrzymałość nici w porównaniu do nici bez węzła.^{5,6} Węzeł w literaturze figuruje jako najsłabsza część szwu ze względu na naprężenie ścinające obecne w miejscu pomiędzy pętlą a pierwszym węzłem.⁹ Istnieje niewiele badań dotyczących związku pomiędzy typem węzła z jego wytrzymałością i wydłużaniem. Jako bezpieczny węzeł definiuje się taki, który rozpada się raczej przez zerwanie niż przez rozwiązanie.³

W badaniach szwów nieresorbowalnych *Kim i wsp.* zaobserwowali, że pod wpływem obciążenia dochodziło najczęściej do rozwiązania węzła, natomiast w przypadku nici resorbowalnych wszystkie węzły uległy rozerwaniu.⁶ *Fergusson i wsp.* podają, że każdy z węzłów uległ w ich badaniu rozerwaniu bezpośrednio przed węzłem.⁸ *Wesołowski i wsp.* stwierdzili również zerwanie szwów w miejscach poza węzłami.¹ Wszyscy cytowani autorzy stosowali węzły chirurgiczne. W badaniach własnych zerwanie nici przed ekspozycją na roztwór Ringera wystąpiło bezpośrednio nad węzłem, natomiast po ekspozycji węzeł A zawsze uległ rozwiązaniu, pozostałe węzły uległy pęknięciu bezpośrednio nad węzłem. W nici Safil po ekspozycji na roztwór Ringera zawsze dochodziło do rozwiązania węzła bez względu na jego rodzaj.

Podsumowanie

Szwy w środowisku jamy ustnej są narażone na niekorzystny wpływ śliny i płynów tkankowych, a także sił wyzwalanych podczas mowy, żucia i połykania. Dlatego bardzo istotny jest wybór właściwych nici i rodzaju stosowanych węzłów chirurgicznych do szycia tkanek jamy ustnej.

References

1. *Wesołowski P, Bakuniak P, Iwanowski K, Kresa I, Wojtowicz A*: Porównanie wytrzymałości mechanicznej wybranych nici stosowanych w chirurgii stomatologicznej. *Nowa Stomatol* 2012; 1: 3-7.
2. *Sular V, Bulut Y*: Tensile, knots and detaching from Needles performances of atraumatic surgical sutures. *Int J Polym Mater Po* 2014; 63: 256-261.
3. *Marturello DM, McFadden MS, Bennett AR, Ragetly GR, Horn G*: Knot security and tensile strength of suture materials. *Vet Surg* 2014; 43: 73-79.
4. *Abellan D, Nart J, Pascual A, Cohen RE, Sanz-Moliner JD*: Physical and mechanical evaluation of five suture materials on three knot configurations; an in vitro study. *Polymers* 2016; 8: 147.
5. *Zurek M, Kajzer A, Basiaga M, Jendruś R*: Właściwości wytrzymałościowe wybranych polimerowych nici chirurgicznych. *Polim Med* 2016; 61: 334-338.
6. *Kim J, Lee Y, Lim B, Rhee S, Yang H*: Comparison of tensile and knot security properties of surgical sutures. *J Mater Sci: Mater Med* 2007; 18: 2363-2369.
7. *Khiste S, Ranganath V, Nichani A*: Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an In vitro study. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43: 130-135.
8. *Ferguson REH, Schuler K, Thornton BP, Vasconez HC, Rinker B*: The Effect of Saliva and Oral Intake on the Tensile Properties of Sutures An Experimental Study. *Ann Plast Surg* 2007; 58: 268-272.
9. *Muffy TM, Boyce J, Kieweg SL, Bonham AJ*: Tensile strength of a surgeon's or square knot. *J Surg Educ* 2010; 67; 222-226.

Address: 15-276 Białystok, ul. M. Curie-Skłodowskiej 24A
Tel.: +4885 7468379
e-mail: jan.borys@umb.edu.pl

Received: 19th June 2017
Accepted: 23rd August 2017