

WĘGLOWO-POLIMEROWY WARSTWOWY KOMPOZYT DLA KRTANIOWO- TCHAWICZNEJ REKONSTRUKCJI - DONIESIENIE WSTĘPNE

S. BŁAŻEWICZ*, E. PAMUŁA*, I. BIELECKI**, I. PILCH**,
T. GIEREK**, M. MALIŃSKI***

*WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI
AKADEMII GÓRNICZO - HUTNICZEJ W KRAKOWIE
** PIERWSZA KLINIKA ENT
ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W KATOWICACH
*** KATEDRA NAUKI O MATERIAŁACH
POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W KATOWICACH

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań nad warstwowym kompozytowym materiałem jako implantem rekonstrukcyjnym dla laryngologii. Kompozyt został wykonany z włókien węglowych i polisulfonu i zbudowany był z dwu złączonych z sobą warstw laminatów. Do wytworzenia tych laminatów wykorzystano dwa różne rodzaje włókien węglowych. W pracy przedstawiono wstępne wyniki badań nad otrzymywaniem i właściwościami mechanicznymi kompozytu. Właściwości mechaniczne opracowanego kompozytu porównywano z właściwościami naturalnej tkanki chrzęstnej pobranej z krtani owcy. Opracowane kompozyty wykorzystano w rekonstrukcjach krtani owcy.

Słowa kluczowe: implant kompozytowy, polisulfon, włókna węglowe, laryngologia,

Wprowadzenie

W leczeniu ubytków tkankowych tchawicy, powstałych w wyniku nowotworów lub urazów, coraz częściej stosuje się materiały sztuczne. Dolegliwości pacjenta związane z urazem krtani lub nowotworami są często leczone metodami chirurgicznymi. Ubytek tkanki po częściowym usunięciu krtani (hemilaryngektomia, niepełna laryngektomia) wymaga odpowiedniego uzupełnienia. Możliwe jest wypełnienie ubytku pooperacyjnego tkanką chrzęstną, tkanką chrzęstną pobraną z przegrody nosowej czy tkanką mięśniową, jednakże uzyskane wyniki nie zawsze są zadowalające. Niedogodnościami tych metod są ubytki tkankowe w miejscu pobierania materiału implantacyjnego, niewystarczająca ilość pobranego materiału i długi przebieg operacji.

Rekonstrukcja górnej drogi oddechowej pacjenta jest niezwykle ważna dla jego komfortu życia. Dekaniulacja (usunięcie rurki tracheotomijnej) uzależniona jest od przywrócenia naturalnego pasażu powietrza przez tchawicę i krtani. W ostatniej dekadzie przeprowadzono szereg prób z użyciem materiałów allogenicznym dla rekonstrukcji krtani i tchawicy. Zastosowano takie materiały jak silikon, teflon i bioszkło [1-7].

Flint i wsp. [3] porównywał reakcje tkankowa wokół implantów wykonanych z teflonu, silikonu i hydroksyapatytu. Badania te wykazały, że hydroksyapatyt w przeciwieństwie

LAYERED CARBON- POLYMER COMPOSITE FOR LARYNGOTRACHEAL RECONSTRUCTION- PRELIMINARY REPORT

S. BŁAŻEWICZ*, E. PAMUŁA*, I. BIELECKI**, I. PILCH**,
T. GIEREK**, M. MALIŃSKI***

*FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS
UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY IN CRACOW

** THE FIRST ENT CLINIC,
SILESIA MEDICAL ACADEMY IN KATOWICE

*** DEPARTMENT OF MATERIALS SCIENCE,
SILESIA TECHNICAL UNIVERSITY, KATOWICE

Abstract

Layered composite material made of two polysulphone laminates reinforced with carbon fibres as reconstructive implant for laryngology is investigated. The composite has been made from polysulphone and carbon fibres and consisted of two - joint together laminates. Two different type of fibres were used to prepare two various laminates.

The paper presents preliminary results on manufacturing and mechanical evaluation of composite. Mechanical properties of two - layer composite were compared to natural cartilage tissue taken from sheep trachea. The samples were sterilized and implanted into the experimentally perforated thyroid cartilage of the sheep larynx.

Key words: composite implant, polysulphone, carbon fibres, laryngology,

Introduction

In laryngology for treatment of tissue losses of trachea resulting from cancer or injuries synthetic materials are becoming frequently used. The patient suffering because of larynx trauma or neoplasms are often cured with reconstructive surgery methods. The tissue defects after performed partial laryngectomy (hemilaryngectomy, subtotal laryngectomy) require appropriate supplementation. It is possible to cover postoperative space with perichondrium, septa of nose cartilage or muscle tissues, however the results are sometimes not satisfactory. Disadvantages of these methods are tissue defects in autoimplants origin site, nonadequate cartilage size, long operation course.

Upper respiratory tract reconstruction is very important for life quality of patient. Decannulation (tracheotomy tube removal) depends on natural airway preservation in larynx and trachea. In the decade there have been made trials with allogenic materials application in larynx and trachea reconstruction such as silastic, teflon and bioglass [1-7]. Flint et al. [3] compared tissue reaction surrounding teflon, silicon and hydroxyapatite implants. It has been concluded that hydroxyapatite produces minimal tissue reaction contrary to teflon. However, such materials are not often used in larynx and trachea reconstruction.

Reconstruction of the loss trachea tissue requires rec-

do teflonu, wywołuje minimalną reakcję tkankową. Materiały takie nie są jednak popularne do omawianego tutaj zastosowania w rekonstrukcji krtani i tchawicy.

Uzupełnienie ubytków tkanki tchawicy wymaga odtworzenia naturalnych warunków anatomicznych. Możliwe stało się to wtedy, gdy materiał implantacyjny ma właściwości zbliżone do tkanki chrzęstnej, to znaczy zachowuje odpowiedni kształt i sprężystość, biostabilność, a jego mikrostruktura umożliwia wnikanie otaczającej tkanki w mikropory implantu. Problemy związane z zastosowaniem implantów krtani i tchawicy jak do tej pory nie zostały rozwiązane. Są to przede wszystkim reakcje zapalne wokół implantu, obłuzowanie się materiału oraz zwężenie się drogi oddechowej.

Protezy tchawicy powinny wykazywać pewną aktywność powierzchniową w swojej wewnętrznej części. Zdolność do kontrolowania aktywności biologicznej w części wewnętrznej protezy pozwala na odbudowę tkanki włóknistej i błony śluzowej dróg oddechowych. Regeneracja tkanki wokół protezy powinna prowadzić do utworzenia struktury proteza/tkanka działającej w podobny sposób jak struktura pierwotna.

Żaden tradycyjny pojedynczy materiał nie jest w stanie wypełnić wszystkich tych uwarunkowań. Jednakże materiały kompozytowe, a w szczególności wykonane z włóknistych materiałów jako elementów wzmacniających osnowy organiczne wydają się być odpowiednimi dla omawianego tutaj zastosowania. Praca dotyczy wytwarzania i oceny właściwości kompozytowego materiału na implanty dla laryngologii. Kompozyt wytworzono z włókien węglowych i polisulfonu w postaci warstwowego laminatu. Kompozyt został zastosowany do rekonstrukcji perforowanej tkanki chrzęstnej krtani u owcy.

Materiały i metody

Kompozytowe próbki zostały wykonane z polisulfonu i dwóch typów włókien węglowych różniących się formą (tkanina węglowa, włóknina węglowa) oraz chemicznym stanem powierzchni.

Dla wytworzenia implantu funkcyjnego wypełniającego jego biologiczną i mechaniczną funkcję w organizmie użyto dwóch rodzajów włókien węglowych.

Zostały wykorzystane następujące typy włókien węglowych:

- tkanina węglowa T-300 (średnia średnica włókna - 8 μm , wytrzymałość na rozciąganie - 3 GPa, moduł Younga - 230 GPa)
- włóknina węglowa - (średnia średnica - 9 μm , wytrzymałość na rozciąganie 0.5 GPa, moduł Younga 90 GPa)

Jako osnowę kompozytu wybrano żywicę polisulfonową z uwagi na jej dobrą biologiczną tolerancję i trwałość mechaniczną [8, 9, 10]. Inną korzystną cechą są jej właściwości termoplastyczne, które umożliwiają jego formowanie w kształcie implantu odpowiadającego kształtowi rekonstruowanej części lub miejsca.

Stosowano polisulfon z Aldrich Chemical Company Inc. USA o następujących właściwościach: ciężar cząsteczkowy - 26000, temperatura przemiany fazowej - 190°C, gęstość - 1.24 g/cm³.

Na RYS. 1 przedstawiono koncepcję budowy materiału kompozytowego.

Kompozyt ma dwuwarstwową budowę. Warstwa wewnętrzna kompozytu wykonana jest z polisulfonu wzmocnionego włókniną węglową. Przed wprowadzeniem włókien do osnowy polimerowej włókna zostały poddane utlenianiu. Utlenianie miało na celu zwiększenie koncentracji aktywnych grup powierzchniowych na powierzchni włókien, a także zwiększenie rozwinięcia powierzchni dla poprawy więzi mechanicznej pomiędzy włóknem i polisulfonową

reakcją naturalnych warunków. Jest to możliwe, gdy właściwości materiału implantu są podobne do właściwości tkanki chrzęstnej, tzn. zachowuje on odpowiedni kształt i sprężystość, biostabilność, a jego mikrostruktura umożliwia wnikanie otaczającej tkanki w mikropory implantu. W ogólnym, problemy z laryngealnym i trachealnym zastąpieniem nie zostały rozwiązane w terminach reakcji zapalnych wokół implantu, rozluźnienia materiałów i zwężenia. Dla protez trachealnych, implant z kontrolowaną aktywnością powierzchniową powinien być rozważony. Zdolność do kontrolowania aktywności biologicznej w części wewnętrznej implantu umożliwia wzrost tkanki włóknistej i błony śluzowej. Proces regeneracji wokół protezy powinien sformować kompozyt działający w ten sam sposób co struktura oryginalna.

Żaden tradycyjny, pojedynczy materiał nie może spełnić wszystkich wymagań. Dla protez laryngealnych, bardziej złożony kompozytowy materiał z kontrolowaną mikrostrukturą i właściwościami fizycznymi jest rozważany. Materiały kompozytowe, szczególnie te oparte na formach włóknistych jako elementach wzmacniających macierzy organicznej, wydają się być dobrymi kandydatami do rozważenia w tym kontekście. Praca dotyczy wytwarzania i oceny wybranych właściwości dwuwarstwowego implantu wykonanego z włókien węglowych - wzmocnionej macierzy polisulfonowej. Kompozyt został zastosowany do rekonstrukcji perforowanego chrząstki tarczycy u owcy.

Materials and methods

Composite samples have been prepared using polysulphone and two types of carbon fibres differing in their form (carbon tissue, carbon unwoven fabric) and chemical surface state. Two types of fibres were used in order to achieve functional implant resulting from its biological and mechanical role in organism. There have been used the following type of carbon fibres:

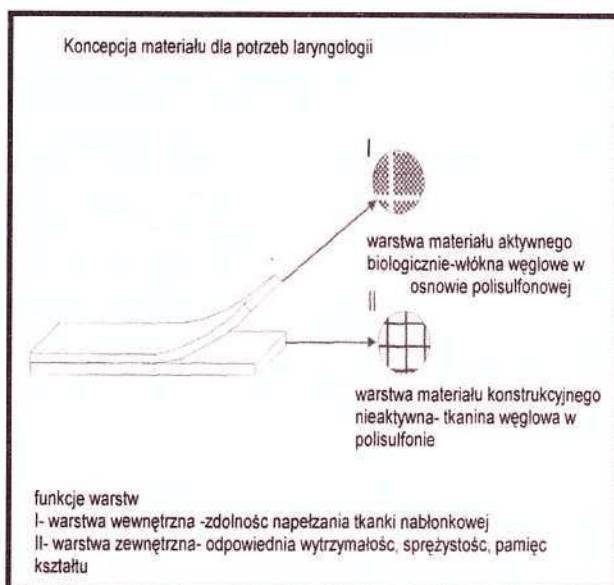
- carbon tissue T-300 (mean diameter of filament - 8 μm ., tensile strength - 3 GPa, Young's modulus 230 GPa.
- carbon felt - (mean diameter of filament - 9 μm ., tensile strength - 0.5 GPa, Young's modulus - 90 GPa)

The polysulphone resin has been selected because of its good biological tolerance and mechanical stability [8, 9, 10]. Its another advantage are thermoplastic properties which makes it possible to adjust the shape of implant directly to the shape of reconstructed part or site. Polysulphone from Aldrich Chemical Company Inc, USA (molecular weight 26000, glass transition temperature 190°C, density 1.24 g/cm³) was used to prepare the composite samples.

The concept of the composite material is shown in FIG.1.

The composite consists of two layers: The inner layer of composite is made from carbon felt and polysulphone matrix. The fibres have been subject to chemical oxidation before being used to fabricate the composite layer. Such a treatment allowed to increase concentration of active chemical groups on the fibre surface and roughen the fibre surface to improve mechanical bonding between the fibre and the polysulphone matrix. Our previous studies have shown that an increase of chemical groups improves also biological activity of carbon felt [11, 12]. Such an implant layer containing acid surface groups enables tissue ingrowth and tissue attachment after implantation or reconstruction of larynx. The outer portion of composite was manufactured from 2D carbon tissue reinforcing polysulphone. This layer acts in composite as constructional element with proper mechanical strength and flexibility ensuring biomechanical functions.

The procedure to assemble and organize layered composite is shown in FIG. 2.



RYS. 1. Schemat budowy materiału kompozytowego.

FIG. 1. Scheme of composite material structure.

osnową. Nasze wcześniejsze prace wykazały, że wzrost chemicznych grup powierzchniowych poprawia aktywność biologiczną włókniny węglowej [11, 12]. Taka warstwa implantu zawierająca grupy kwasowe umożliwia narastanie tkanki na powierzchnię implantu jak i jej zakotwiczenie po wprowadzeniu implantu. Zewnętrzną część kompozytu wykonano z tkaniny węglowej 2D wzmacniającej osnowę polisulfonową. Warstwa ta pełni w kompozycie funkcję elementu konstrukcyjnego o odpowiedniej wytrzymałości i elastyczności, zapewniającego funkcje mechaniczne. Ostateczną formę kompozytu warstwowego wykonano według sposobu przedstawionego na RYS. 2.

Włókna węglowe w postaci maty (włóknina) i w postaci tkaniny umieszczono w roztworze polisulfonu (20% roztwór PSU w N,N dimetyloformamidzie), a następnie suszono celem usunięcia rozpuszczalnika. Proces suszenia prowadzono w komorze próżniowej w czasie 24 godzin, w temperaturze 50°C. Ostateczne prepregi w formie cienkich arkuszy wykorzystano do wytworzenia dwuwarstwowego kompozytu. Właściwości termoplastyczne osnowy pozwoliły na złączenie obu warstw drogą formowania ciśnieniowego w ogrzewanej prasie. Dwa laminaty umieszczono w odpowiednio dopasowanej formie, którą wstępnie ogrzano do 100°C. Następnie temperaturę formy zwiększono do 350°C z szybkością 5°C/min. Złożone laminaty przetrzymywano po ciśnieniu przez 30 minut, a następnie układ chłodzono do około 100°C, po czym zredukowano ciśnienie i wyciągano próbki z formy.

Właściwości mechaniczne próbek kompozytu testowano w próbie rozciągania. Trwałość mechaniczną określono na podstawie przetrzymywania kompozytów w roztworze Ringera w temperaturze 37°C, w ciągu 120 dni. Skanujący mikroskop elektronowy wykorzystano do oceny mikrostruktury próbek. Ponadto przeprowadzono testy mechaniczne chrząstki owcy na urządzeniu Zwick - 1435. Otrzymane charakterystyki mechaniczne porównywano z parametrami mechanicznymi kompozytu.

Wyniki badań i dyskusja

Obserwacje mikroskopowe dwóch powierzchni kompozytu (RYS. 3, 4) uwiarydliły różnice między dwoma rodzajami warstw. Warstwa zewnętrzna (RYS. 3) pokryta poli-

SCHEMAT OTRZYMYWANIA MATERIAŁU KOMPOZYTOWEGO DLA LARYNGOLOGII



RYS. 2. Sposób otrzymywania materiału kompozytowego.

FIG. 2. Manufacturing procedure of composite.

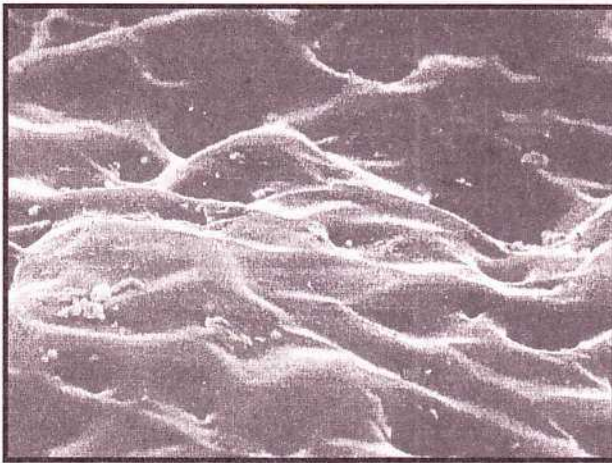
Carbon fibres in the form of random mats (felt) and woven fabrics were immersed in liquid resin solution (20% PSU solution in N,N dimethylformamid) followed by drying process to remove the solvent. The drying process took place in a vacuum chamber for 24 hours, at 50°C. The prepreg reinforced with carbon felt had a resin content of approximately 70% by volume and thickness of 0.3 mm, while the prepreg reinforced with carbon tissue contained 50% by volume of polysulphone.

The final prepregs in the form of thin sheets of fibre-reinforced the polysulphone resin were then used to fabricate two - layer composite. Due to thermoplastic properties of the matrix the final form of composite was joint together by compression molding in a heated press. Compression molding was accomplished by placing two laminates into a matched die that had been preheated to 100°C. Following the mold temperature was increased to 350°C at the rate of 5°C/min. Pressure and temperature was maintained for 30 minutes, followed by cooling to about 100°C before releasing the pressure and removing the laminate form the die.

The samples of composite were investigated in tensile testing to determine their mechanical properties. Mechanical stability was determine following conditioning the composites in Ringer solution at 37°C for 120 days. Microstructure of samples were observed by means of scanning electron microscopy. Moreover, natural samples of sheep cartilage were also measured using the mechanical test machine - Zwick 1435. Their mechanical characteristics were compared to composite parameters.

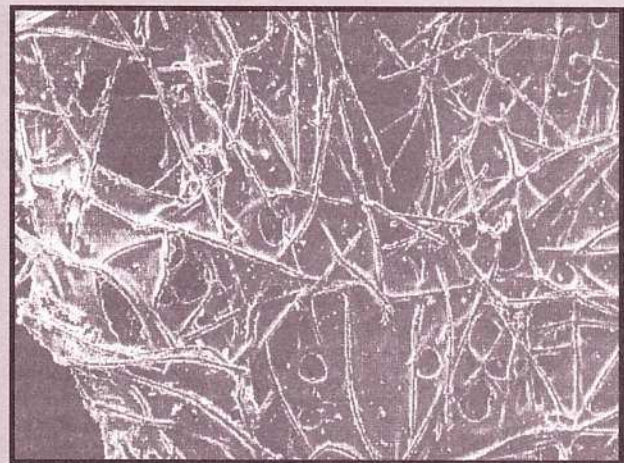
Results and discussion

Microscopic observation of the two composite surfaces (FIGS. 3, 4) indicated that the outer surface of composite coated with polymer and reinforced with carbon tissue is smooth and uniform, while the inner surface (composite with carbon felt) is much rougher and contains a micrometer size



RYS. 3. Powierzchnia warstwy zewnętrznej kompozytu (SEM, 350x).

FIG. 3. Micrograph of outer part of composite surface (SEM, 350x).



RYS. 4. Powierzchnia warstwy wewnętrznej kompozytu (SEM, 50x).

FIG. 4. Micrograph of inner part of composite surface (SEM, 50x).

	Kompozyt / Composite 2D/MD/PSU*	Kompozyt / Composite MD/PSU	Naturalna chrząstka Natural cartilage
Wytrzymałość na rozciąganie Tensile strength [MPa]	93.7 ± 18.3	38.4 ± 7.3	3.7 ± 0.5
Moduł Younga (E) E-modulus [MPa]	3640 ± 842	2097.2 ± 716	53.3 ± 12.1
Odształcenie przy zerwaniu Strain at failure [%]	3.64 ± 0.9	0.67 ± 0.14	14 ± 3.4

* 2D – carbon fibres in the form of tissue; MD – carbon felt; PSU - polysulphone

TABELA 1. Właściwości mechaniczne kompozytów i chrząstki naturalnej.
TABLE 1. Mechanical properties of composites and natural cartilage.

merem, wykonana z kompozytu otrzymanego z tkaniny 2D, jest gładka i jednorodna, podczas gdy warstwa wewnętrzna (RYS. 4) jest bardzo nierówna i zawiera mikrometrowej wielkości pory. Włókna węglowe z matrycy polimerowej są częściowo odłonięte, co powinno umożliwić oddziaływanie z tkanką i jej połączenie z implantem.

W TABELI 1 zebrano parametry mechaniczne kompozytu i tkanki naturalnej.

Typowe przebiegi siła-odkształcenie badanych kompozytów i tkanki naturalnej w próbie rozciągania pokazane są na RYS. 5. Wyniki te wskazują, że różnice parametrów mechanicznych pomiędzy naturalną tkanką a materiałem sztucznym zależą od rodzaju składnika kompozytu. Jednakże dla kompozytu przeznaczonego na implant (2D-MD/PSU) wartość maksymalnej siły odpowiada wartości odkształcenia, które jest zbliżone do odkształcenia dla naturalnej tkanki.

Zmiany trwałości mechanicznej próbek w wyniku przetrzymywania ich w płynie fizjologicznym, w temperaturze 37°C w czasie 120 dni przedstawia RYS. 6.

Wyniki wskazują, że nie ma istotnych zmian wytrzymałości na rozciąganie badanych kompozytów. Biorąc pod uwagę wymagania biomechaniczne dla materiałów implantacyjnych wy-

pores. Carbon fibres are partially denuded from the matrix which should enable tissue ingrowth and its attachment.

Mechanical properties of composite and natural cartilage are gathered in TABLE 1.

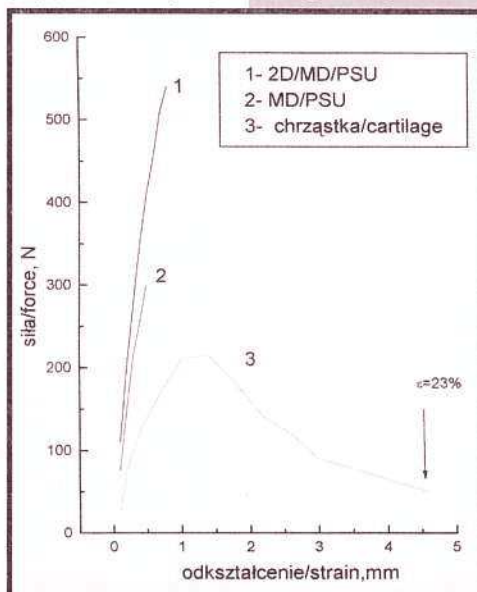
Typical force-strain dependencies of composite specimens and natural tissue obtained in tensile test are shown in FIG. 5.

The results of mechanical evaluation indicate the differences between natural tissue and artificial implants depending on the type of composite component. However, the force maximum of 2D-MD/polysulphone composite (composite selected as implant material) is obtained at almost the same strain as for natural tissue.

Mechanical stability results following immersing the samples in physiological solution at 37°C for 120 days are presented in FIG.6.

Results show no significant variations in tensile strength of the composites.

Taking into account biomechanical requirements for implant materials it seems that the obtained composite is strong enough to withstand the forces imposed on it after implantation. Its physical properties including density, manual flexibility, hardness are similar to the replaced tissue. Thermophysical properties are of inter-



RYS. 5. Typowe przebiegi siła-odkształcenie badanych kompozytów i tkanki naturalnej w próbie rozciągania.

FIG. 5. Mechanical characteristics of different materials in tensile test.

daje się, że otrzymany kompozyt jest wystarczająco wytrzymały względem obciążeń, na jakie jest narażony w trakcie pracy. Ponadto jego właściwości fizyczne takie jak gęstość, elastyczność, twardość są zbliżone do tkanki jaką ma zastępować. Właściwości termofizyczne są korzystne dla projektowania złożonej struktury. Materiał nie tworzy ani produktów korozji ani nie ulega degradacji. Jego dobra biogodność została potwierdzona we wcześniejszych badaniach [11, 12].

Opracowany materiał został użyty do rekonstrukcji eksperymentalnie wytworzonych otworów o powierzchni 200 mm² w krtani owiec. Przed implantacją próbki zostały wysterylizowane wiązką elektronów o dawce 30 kGy.

Wnioski

Celem badań było opracowanie nowego biogodnego i powierzchniowo aktywnego implantu dla laryngologii. W badaniach wykorzystano dotychczasowe doświadczenia nad biomateriałami polimerowymi i węglowymi. Wymagania jakie stawia się każdej protezie stałej dla potrzeb laryngologii są zbyt złożone, aby mógł je wypełnić typowy konwencjonalny materiał. W niniejszej pracy został zaproponowany model materiału kompozytowego, mającego budowę i właściwości zbliżone do optymalnych dla potrzeb laryngologii. Kompozyt składał się z biogodnego z tkanką i biotrwalego polisulfonu i włókien węglowych o odpowiednich właściwościach biologicznych i mechanicznych.

Wyniki wskazują, że właściwości mechaniczne i trwałość mechaniczna kompozytu są wystarczające dla proponowanego zastosowania, jednakże jego przydatność dla zastosowań klinicznych wymaga potwierdzenia w dalszych badaniach laboratoryjnych.

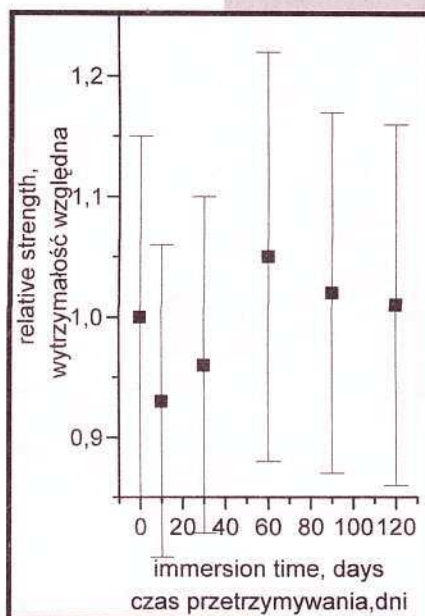
Otrzymane implanty kompozytowe zostały wysterylizowane drogą napromieniowania elektronami i użyte do rekonstrukcji doświadczalnie wykonanych otworów chrząstki tchawicy u owiec. Doświadczenia na zwierzętach są kontynuowane. Wyniki badań na zwierzętach będą przedstawione w kolejnym wydaniu czasopisma.

Podziękowania

Praca finansowana była przez Komitet Badań Naukowych (projekt nr.7T08A.051.115)

Piśmiennictwo

- [1] Cumming C., Purcell L., Flint P.: Hydroxyapatite laryngeal implants for medialization. Preliminary report. *Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.*, 102, (11), (1993), 843-51
- [2] Delaere P., Blondell M., Hermans M., Guelinck P., Feenstra L.: Use of composite fascial carrier for laryngotracheal reconstruction. *Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.*, 106, (1997), 175-180
- [3] Flint P., Corio R., Cummings C.: Comparison of soft tissue response in rabbits following laryngeal implantation with hydroxyapatite, silicon rubber and teflon, *Ann-Otyol-Rhinol-Laryngol.* 1997, May, 106 (5): 399-407
- [4] Hunsaker D., Martin P.: Allergic reaction to solid silicone implant in medical thyroplasty. *Otolaryngol.head.Neck, Surg.*, 113 (6), (1995), 782-4



RYS. 6. Względna wytrzymałość na rozciąganie (σ/σ_0) próbki CF/PSF względem czasu przetrzymywania.

FIG. 6. Relative tensile strength (σ/σ_0) vs immersion time for CF/PSF specimen.

est for the design of complex structures. The material forms neither corrosion nor degradation products. Its good biocompatibility has been confirmed in numerous works [10, 11, 12].

The composite implant has been used to reconstruction of experimentally prepared defects in the thyroid cartilage (200 mm²) of the sheep. Before implantation the samples were sterilized with electrons beam at the dose of 30 kGy.

Conclusions

The experiments were performed with the aim of developing a new biocompatible and bioactive implant for laryngology taking into account many years own experiences with polymeric and carbon implants.

The requirements for any type of permanent implant for laryngology are very complex to be fulfilled by typical conventional biomaterial. By combining the tissue acceptance, degradation resistance of polysulphone with mechanical and biological properties of carbon fibres in composite material, a closer approach to the optimal structural prosthetic material has been proposed. Results showed that the mechanical properties and mechanical

durability of the composite are sufficient for the proposed application, but its usefulness in clinical applications should be proven in further laboratory investigations.

The obtained composite implants were sterilized by means of electron irradiation technique and implanted into the experimentally perforated thyroid cartilage of the sheep. The experiments on the animals are being continued, and results will be presented in the next edition of this journal.

Acknowledgement

This work was supported by the State Committee for Scientific Research project no.7T08A.051.115).

References

- [5] Righi P., Wilson R., Gluckman J.: Thyroplasty using a silicone elastomer implant. *Otolaryngol.Clin.North.Am.*, 28 (2), (1995), 309-16
- [6] Rosiek G., Buczek A., Bieniek A., Badura R.: Właściwości i badania zgodności biologicznej bioszklą fosforanowego. *Chir.Narz.Ruchu*, 59 suppl.3, (1994), 174-175
- [7] Woo P.: Laryngeal framewok reconstruction with miniplates. *Ann-Otol-Rhinol.Laryngol.*, 99 (10 Pt1), (1994), 772-7
- [8] Szczurek Z., Pogorzelska B., Sabat D., Cieslik T.: Microscopic healing picture of defects in rabbit jaw bones as influenced by carbon cloth. *Proc of XIV Conference of Patol, Innsbruck, 1993*
- [9] Czajkowska B., Błażewicz M.: Phagocytosis of chemically modified carbon materials, *Biomaterials*, 18, (1997), 69-74
- [10] Golej: Wstępne badania biogodności kompozytów włókno węglowe-żywica polisulfonowa, Praca dyplomowa Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, AGH, 1996
- [11] Meyer M.R., Friedman R.J., Schutte D.H., Latour R.A.: Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments, *Journal of Biomedical Materials Research*, 28, (1994), 1221-1231
- [12] Skinner H.: Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 235, (1988), 224-236