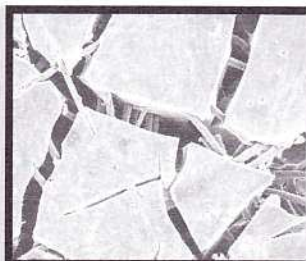
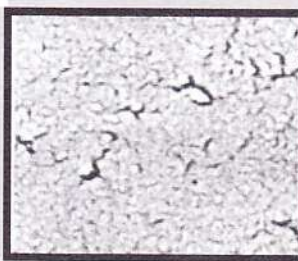




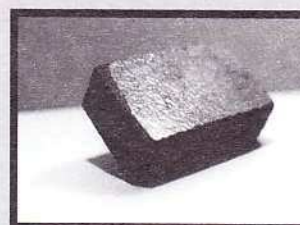
RYS.5. Kompozyt węgiel-węgiel typu 2D z powłoką węgla szkłopodobnego na powierzchni
FIG.5. Carbon - carbon composite of 2D type coated with glass - like carbon layer



RYS.6. Kompozyt węgiel-węgiel z warstwą węgla szkłopodobnego na powierzchni (SEM, 200x)
FIG.6. Carbon - carbon composite coated with glass - like carbon layer (SEM, 200x)



RYS.7. Kompozyt węgiel-węgiel z warstwą węgla szkłopodobnego na powierzchni (SEM, 10000x)
FIG.7. Carbon - carbon composite coated with glass - like carbon layer (SEM, 10000x)



RYS. 8. Kompozyt C/C z powłoką węgla szkłopodobnego [24]
FIG. 8. The glass - like carbon coating on C/C composite [24]

- [15] D. E. Grenoble, R. Voss.: Oral Implant, 6(4), (1977). 509.
 [16] D. E. Grenoble.: Oral Implant, (1), 44, (1974).
 [17] Kuś H.: Biomateriały T. 4, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa (1990).
 [18] More N, Barthe X, Rouais F, Riwel J, Trinquescoste M, Marchant A. "Biocompatibility of carbon - carbon materials: in vivo study of their erosion using 14 carbon labelled samples" Biomaterials Jul; 9(4), (1988), pp. 328-34.
 [19] Denny H. R., Goodship A. E.: Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with Carbon Fibre in dog., J. Small Anim. Pract., (1980), 21, 179-

- [20] Świątkowski J., Chmielewski W., Górecki A., Kuś W.M., Błażewicz S., Powroźnik A.: Inż. Mat., 5,(1993), 150.
 [21] Kuś W.M., Górecki A., Świątkowski J.: Mat. Konf. "Nowe materiały i technologie dla medycyny", Częstochowa-Kokotek, (1995), 45.
 [22] Zgłoszenie patentowe: P- 346 251.
 [23] Zgłoszenie patentowe: P-337 136.
 [24] Fidelus J.: "Badania nad otrzymywaniem powłok z węgla szkłopodobnego na powierzchni kompozytów węgiel-węgiel", Praca doktorska, AGH, Kraków, 2001.

PROBLEMATYKA REKONSTRUKCJI DUŻYCH UBYTKÓW TCHAWICY MATERIAŁAMI ALLOPLASTYCZNYMI

WOJCIECH ŚCIERSKI*, GRZEGORZ NAMYSŁOWSKI*, MARTA BŁAŻEWICZ**, JAN PILCH***

* KATEDRA I KLINIKA LARYNGOLOGII ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W ZABRZU
 ** WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI, AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KRAKÓW
 *** ZAKŁAD ANATOMII PRAWIDŁOWEJ, AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO, KATOWICE

Streszczenie

Do chwili obecnej nie wynaleziono odpowiedniego materiału alloplastycznego, którego zastosowanie w chirurgii rekonstrukcyjnej dużych segmentowych

RECONSTRUCTION PROBLEMS OF LARGE TRACHEAL DEFECTS USING ALLOPLASTIC MATERIALS

WOJCIECH ŚCIERSKI*, GRZEGORZ NAMYSŁOWSKI*, MARTA BŁAŻEWICZ**, JAN PILCH***

* ENT DEPARTMENT SILESIAN MEDICAL UNIVERSITY, ZABRZE, POLAND
 ** FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS, UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY, KRAKOW, POLAND
 *** CHAIR OF REGULAR ANATOMY, SCHOOL OF PHYSICAL EDUCATION, KATOWICE, POLAND

Abstract

There is no appropriate alloplastic material developed to date, the use of which in reconstructive surgery of large segment trachea defects would bring

ubytków tchawicy dawałoby dobre długotrwałe wyniki w badaniach doświadczalnych. Głównym problemem są ponowne zwężenia (powstające przede wszystkim w związku z brakiem urzęsionego nabłonka na wewnętrznej powierzchni protezy), odrzucenia całego przeszczepu, lokalne infekcje i krwotoki. Wciąż prowadzone są badania, których celem jest wytworzenie materiału o odpowiednich właściwościach fizykochemicznych oraz umożliwiającym migrację komórek i pokrycie wewnętrznej powierzchni nabłonkiem oddechowym.

W artykule przedstawiono ogólny stan wiedzy na temat rekonstrukcji dużych ubytków tchawicy oraz przegląd literatury dotyczący zastosowania materiałów alloplastycznych w badaniach doświadczalnych na zwierzętach.

Słowa kluczowe: Zwężenia tchawicy, chirurgia rekonstrukcyjna, protezy tchawicy, materiały alloplastyczne.

Tchawica jest jednym z najbardziej istotnych życiowo narządów w organizmie człowieka. Służy ona jako przewód, przez który w czasie wdechu powietrze dostaje się do tkanki płucnej a przy wydechu CO₂ usuwany jest na zewnątrz. Wiele stanów chorobowych dotyczących tchawicy doprowadza do pojawienia się zaburzeń drożności jej światła. Ich następstwem mogą być zwężenia tego narządu prowadzące do zmniejszenia przepływu powietrza a tym samym zagrożające życiu chorego. Leczenie niektórych chorób tchawicy związanych ze zwężeniem jej światła stanowi istotny problem medyczny, który może zostać rozwiązany, przez wprowadzenie nowych materiałów alloplastycznych służących do rekonstrukcji tego narządu.

Anatomicznie tchawica jest przewodem łączącym krtani z oskrzelami głównymi. Jej ściany mają złożoną wielofazową budowę i wynikające z niej parametry mechaniczne o wysokiej anizotropii. Zasadniczym elementem konstrukcyjnym ściany tchawicy jest chrząstka podkowiastego kształtu. Obejmuje ona 3/4 obwodu tchawicy, zabezpieczając jej ściany przed zapadaniem się. Miejsce otwarte podkowy chrząstki zwrócone ku tyłowi przegradza włóknista błona łącznotkankowa. Błona ta łącząc wolne fragmenty chrząstki przechodzi na wewnętrzną i zewnętrzną jej powierzchnię wytwarzając wokół niej rodzaj pokrowca. W przekroju poprzecznym tchawica jest również tworem wielofazowym. Od zewnątrz pokryta jest błoną zbudowaną z luźnej tkanki łącznej, która odpowiada za integrację z narządami sąsiednimi. Powierzchnia wewnętrzna pokryta jest natomiast błoną śluzową z nabłonkiem migawkowym, którego rzęski przesuwają śluz drogi oddechowej do góry, w kierunku gardła i krtani.

Zwężenia tchawicy powstają najczęściej (w 80 % przypadków) jako powikłania po intubacji lub tracheotomii. Wśród innych czynników mogących wywołać zwężenia tego narządu wymienia się urazy mechaniczne, chemiczne, nowotwory pierwotne i przerzuty (z krtani, płuc, tarczycy, przelyku), stosunkowo rzadko zmiany gruźlicze czy uszkodzenia popromienne. Przyczyną wtórnych zwężeń może być wole tarczycy lub wady rozwojowe dużych naczyń krwionośnych wywołujące ucisk tchawicy od zewnątrz [1].

Leczenie zwężeń tchawicy obejmuje postępowanie radykalne lub alternatywne. Leczenie radykalne polega na chirurgicznej resekcji zwężonego odcinka i następnej rekonstrukcji tchawicy (zespolecie koniec do końca lub uzupełnienie ubytku materiałem auto- lub allogenicznym). W zwężeniach wtórnych radykalna terapia polega na usunięciu zmiany uciskającej tchawicę od zewnątrz. Metody alterna-

about positive long-term experimental results. The principal problems are related to re-stenosis (due to lack of ciliated epithelium on the inside surface of the prosthesis), total rejection of graft, local infections and bleedings. Intensive investigations are still being carried out, focused mainly on formulation of the material with appropriate physico-chemical properties allowing for migration of cells and covering of the inside surface by respiratory epithelium.

This paper presents current state of knowledge on reconstruction of large tracheal defects, as well as the review of available literature relative to application of alloplastic materials in experimental works on animals.

Keywords: tracheal stenosis, reconstructive surgery, trachea prostheses, alloplastic materials.

Trachea is one of the most essential organs of the human body. This canal introduces air to lung tissue in the process of inhaling, and enables removing of CO₂ during exhalation. Many diseases related to trachea lead to reduction of its patency. Such narrowing of this organ causes diminishing of the air-flow, and thus may put at risk the patient's life. The treatment of some trachea diseases related to narrowing of its diameter often constitutes a real medical challenge, which may be solved by introduction of new alloplastic materials applied in reconstruction of this organ.

Anatomically trachea is the canal joining the larynx with the main bronchi. The walls of this canal are of complex multiphase construction with resulting mechanical properties of high anisotropy. The principal element building trachea's walls is the U-shaped cartilage, which takes up 3 of trachea's perimeter and protects the walls against collapsing. The open area of the U-shaped cartilage is turned backwards and it is partitioned with the fibrous connective membrane. This membrane joining free cartilage elements appears on the outside as well as on the inside surfaces making a sort of protective muff. The cross-section of trachea shows its multiphase nature. From the outside it is covered with the loose connective tissue responsible for integration with vicinal organs. The inside surface is lined with mucous membrane and the ciliated epithelium, the cilia of which displace the mucus of the breathing canal upwards, towards larynx and pharynx.

Stenosis of trachea's diameter occurs the most often (80% of known cases) as complications after intubation and tracheotomy. Among the other reasons of narrowing of this organ the following are being named: mechanical injuries, chemical damages, primary and metastasis tumors (larynx, lungs, thyroid, esophagus), more rarely alterations due to tuberculosis and/or radiation. The goiter of thyroid gland and also some developmental defects of blood vessels are often being considered as secondary causes for narrowing of trachea, due to outside constriction [1].

The therapy of trachea's stenosis includes both alternative and radical treatments. The radical treatment consists of surgical excision of the narrowed segment followed by reconstruction of trachea (anastomosing of free ends or filling of lost segment with use of auto- or allogenic material). In the cases of secondary stenosis the therapy consists of removing the change of external pressure on trachea's walls. Alternative techniques are being used in the cases when radical treatments are not possible (contraindications for surgical treatment, general diseases, functional disorders, excessively long stenoses). As alternative trachea treatments may be considered the following: multiple broadening of contractions by endoscopic tech-

tywne są wykorzystywane w przypadkach, gdy nie można zastosować leczenia radykalnego (przeciwwskazania do leczenia operacyjnego, choroby ogólnoustrojowe, zaburzenia czynnościowe, zwężenia o zbyt dużej długości). Do metod alternatywnych zaliczamy wielokrotne poszerzania zwężeń metodami endoskopowymi (najczęściej z użyciem promienia laserowego), wprowadzone w 1965 r. przez Montgomery'ego endoprotezy w kształcie litery T oraz zakładane metodami endoskopowymi stenty rozszerzające zwężony odcinek tchawicy [2]. Najczęściej zakładane stenty wykonane są z silikonu lub metalu [3]. Zarówno stenty silikonowe jak i metalowe posiadają swoje wady i zalety. Stenty metalowe łatwo zakłada się i mocuje w tchawicy. Posiadają niski wskaźnik wymiaru średnicy wewnętrznej do zewnętrznej oraz zdolność akomodacji do zmieniających się wymiarów światła tchawicy. Ponadto dość łatwo pokrywają się od wewnątrz rzęskowym nabłonkiem oddechowym i tym samym nie powodują zaburzeń transportu śluzu drogi oddechowej. Mimo to ta ostatnia właściwość jest przyczyną poważnych problemów podczas prób ich usuwania. W sytuacji, gdy stent zostanie pokryty przez nabłonek trudno go usunąć za pomocą konwencjonalnych metod bronchoskopowych. Często w tym celu konieczne jest wykonanie zabiegu operacyjnego z dostępem zewnętrznym. Stenty silikonowe z kolei można łatwo usuwać, ale posiadają one poważne wady. Najważniejszą z nich jest zaburzenie fizjologicznej funkcji nabłonka rzęskowego zarówno pod powierzchnią stentu jak i w okolicach jego końców. Prowadzi to do zaburzenia ruchomości rzęsek, zalegania wydzieliny tchawiczo-oskrzelowej i w konsekwencji do narastania obturacji drogi oddechowej. Dość poważną wadą tego typu stentu jest również relatywnie duża grubość jego ścian [3].

Leczenie operacyjne zwężeń tchawicy składa się z dwóch etapów. W pierwszym wykonywana jest segmentowa resekcja zwężonego odcinka tchawicy. Etap drugi ma na celu połączenie dwóch powstałych końców tego narządu. W przypadkach małych resekcji (do 3 cm) zabiegiem wykonywanym z dużym odsetkiem powodzeń jest pierwotna rekonstrukcja typu "koniec do końca". Ubytki dłuższe (od 3 do 6 cm) można również zamknąć tą techniką jednakże wymagają one dodatkowego zmobilizowania i wydłużenia części tchawicy leżącej wewnątrz klatki piersiowej. Technika ta posiada również wysoką skuteczność, jednakże obciążona jest dość wysokim współczynnikiem śmiertelności okołoperacyjnej [4]. Przypadki ubytków powyżej 6 cm wymagają rekonstrukcji [5]. Skuteczność pierwotnego zespolenia tchawicy uzależniona jest w dużej mierze od właściwego ukrwienia jej końców oraz ich połączenia bez jakiegokolwiek napięcia. Warunki te są trudne do spełnienia w przypadku bardziej rozległych resekcji tchawicy czy jej dużych urazów [6].

Aktualnie w rekonstrukcji dużych ubytków tchawicy stosuje się wiele różnych technik operacyjnych, co jest wyrazem braku opracowania jednego powszechnie obowiązującego dostępu chirurgicznego, który byłby skuteczny i uzyskał szeroką akceptację kliniczną. Do rekonstrukcji powstałego ubytku tchawicy stosowano bardzo dużo różnych materiałów własnych chorego: autogenne łaty z osierdzia [7], okostnej [8], chrząstki żebrowej [9], ściany przełyku [10], homogenne przeszczepy opony twardej [11] i in. Technika szeroko stosowaną z dużym powodzeniem jest metoda "bruzdy". Bruzda jest wytwarzana z okolicznego płata skórno-mięśniowego. Wadą tej techniki jest wieloetapowość leczenia. Innymi technikami są metody przenoszenia wolnych płatów skórno-mięśniowych za pomocą połączeń mikronaczyniowych, co doprowadziło do znacznego skrócenia czasu leczenia umożliwiając jednoetapowe wykonywanie złożonych zabiegów odtwórczych [4]. Stosowanie materiałów własnych

(most often using laser beam), the T-shaped endoprosthesis introduced by Montgomery in 1965, and stents broadening contracted trachea segments installed with use of endoscopic method. The most common stents are made of silicone or metal [3], and they both have their merits and faults. Metal stents are easy to fix inside the trachea. They have low ratio of inside to outside diameter, and they have the ability to adapt to varying trachea's diameter. They may be easily covered from inside by respiratory epithelium and thus they do not cause disorders in movement of a breathing canal mucus. However, this latter property may lead to serious problems during the attempts of stents' removal. In the case when the stent is covered by epithelium, it is difficult to remove it with use of conventional bronchoscopic techniques. In such case performing of surgical treatment with outside access becomes necessary. Silicone stents on the other hand are easy to remove, but they have other serious disadvantages. The most important is the introduction of disorder into physiological function of ciliated epithelium, both under the stent's surface and around its ends. This leads to disorder of the mobility of cilia, accumulation of tracheobronchial secretion, and as a consequence, increasing obturation of the airways. Another disadvantage of this kind of stent is relatively large thickness of its walls [3].

Surgical treatment of tracheal stenoses consist of two stages, first being the excision of the narrowed segment of trachea. Second stage has for its aim joining of two ends of the organ. In the case of small defects (up to 3 cm) popular procedure with high success rate is the primary "end-to-end" reconstruction. Larger defects (3 to 6 cm) may be also closed with use of this technique, but they require extension of the part of trachea from deeper inside the chest. This technique is considered efficient, however it is marked by high rate of post-surgical mortality [4]. Trachea defects longer than 6 cm require reconstructing procedures [5]. The effectiveness of primary anastomosis of trachea ends depends to the large extent on the appropriate blood flow of its ends without applying any tension. These conditions are difficult to fulfill in the cases of larger trachea defects or its other large injuries or damages [6].

Currently there are many surgical techniques used in reconstruction of large trachea defects. This indicates the lack of one commonly valid surgical procedure, which would be fully efficient and would obtain the broad clinical acceptance. Many patient's own materials were used in surgical reconstruction of trachea defects: autogenic pericardium patches [7], periosteum [8], costal cartilage [9], esophagus [10], homogenic grafts of dura mater [11], and many others. The technique which is widely and successfully used is the "trough method". The trough is formed of the neighbouring skin flaps. The disadvantage of this technique is its multi-stage character. Another techniques the method of transplanting microvascular free flaps, which allowed for shortening of the whole treatment due to performing of complex reconstructing procedures within one stage operation [4]. Besides many merits, using of patient's own materials has also many disadvantages. One of the most obvious is the extension of the time of surgical operation, introduction of additional injuries (extracting flaps), and multi-stage character of the treatment. Patient's own material often does not have the required qualities, like stiffness (pericardium, dura mater, periosteum, other grafts), and also present difficulties in adapting to trachea's shape (e.g. costal cartilage).

The investigation of materials which could be used as trachea prosthesis have been carried out for more than past

chorego, poza oczywistymi zaletami, posiada również wiele wad. Do niewątpliwych należy znacznego stopnia wydłużenie czasu trwania operacji, dodatkowe okaleczenie chorego (pobieranie płatów) oraz wieloetapowość leczenia. Często materiał nie posiada wymaganych właściwości takich jak odpowiednia sztywność (osierdzie, opona twarda, okostna, przeszczepy) oraz trudności w formowaniu jego kształtu (chrząstka żebrowa).

Badania nad materiałami służącymi protezowaniu tchawicy prowadzone były od ponad 100 lat. Do uzupełniania dużych ubytków tego narządu stosowano wiele różnych materiałów alloplastycznych zarówno w warunkach klinicznych [12, 13] jak i w badaniach eksperymentalnych na zwierzętach [14-23]. Pierwsze badania koncentrowały się na nieporowatych materiałach, z których wykonywano protezy tchawicy takich jak: szkło, stal nierdzewna, witalium, tantal i wielu innych metali [16]. Jednakże podobnie jak w przypadku wcześniejszych badań nie uzyskano w pełni zadowalających wyników. Naukowcy szybko skoncentrowali się na materiałach porowatych, które poza swoimi biochemicznie obojętnymi właściwościami, umożliwiają migrację fibroblastów oraz tworzenie wewnętrznej warstwy tkanki łącznej, która uszczelnia od wewnątrz protezę [4]. Jako materiał do rekonstrukcji tchawicy stosowane były z różnym stopniem powodzenia sieci wytworzone z nylonu, teflonu, Dacronu i Marlexu. Odpowiednią stabilność materiału zapewniały spirale druciane lub pierścienie wykonane z tworzywa sztucznego [16]. Najważniejszymi problemami pojawiającym się przy stosowaniu materiałów alloplastycznych w rekonstrukcji tchawicy są ponowne zwężenie wynikające z tworzenia się ziarniny wewnątrz protezy, lokalna infekcja i wynikające z niej odrzucenie przeszczepu, krwawienia powstałe wskutek uszkodzenia dużych naczyń leżących w sąsiedztwie implantu oraz przemieszczenia samej protezy [4, 6, 18, 19, 23].

W dostępnej literaturze światowej pojawia się wiele różnych materiałów i technik, które służą do rekonstrukcji dużych ubytków tchawicy. W zdecydowanej większości przypadków nie udało się uzyskać autorom dobrych odległych wyników operacyjnych. Najczęściej przyczyną niepowodzeń są przemieszczenia protezy, zwężenia zarówno w jej części centralnej jak i w okolicach anastomoz, ziarninowanie prowadzące do restenozy, lokalne infekcje czy krwawienia. Nierozwiązanym problemem jest brak nabłonka oddechowego na całej wewnętrznej powierzchni implantu, co doprowadza do zaburzeń usuwania śluzu i pojawiania się tkanki ziarninowej.

Kaiser [16] badając porowaty (125-250 mikronów) poliuretan (Dacron) wykazał, iż małe (2 x 2 cm) ubytki przedniej ściany tchawicy mogą być skutecznie zastępowane przez łatę wykonaną z tego materiału. Po 90 dniach zostały one dobrze wbudowane w tkanki sąsiednie i pokryte nabłonkiem oddechowym. Schauwecker zaobserwował, co prawda dobre wgajanie się większych okrężnych ubytków (4 x 4 cm) zastąpionych poliuretanem, ale dochodziło w nich do obliteracji światła poprzez tworzącą się tkankę ziarninową [17].

Stosunkowo często w badaniach doświadczalnych na zwierzętach do rekonstrukcji ubytku tchawicy stosowano politetrafluoroetylen (PTFE). PTFE jest szeroko stosowanym materiałem rekonstrukcyjnym w chirurgii naczyń krwionośnych. Stenty naczyniowe w kształcie rurek są elastyczne a porowatość tego materiału pozwala na wrastanie komórek z sąsiedztwa. Pierścienie wzmacniające zastosowane na zewnątrz implantu, przypominające pierścienie tchawicy, utrzymują drożność jego światła. Jorge i wsp. [14] zastosowali go u 10 królików, u których wyresekowano odcinek 4 cm tchawicy i zastąpiono go implantem wykonanym

100 years. Reconstruction of large defects was also performed using many alloplastic materials, both in clinical conditions [12,13], and in experiments using animals [14-23]. First experiments were concentrating on trachea prostheses made of non-porous materials, like glass, stainless steel, vitalium, tanthal, and many other metals [16]. However, similarly to the cases of other earlier studies no positive results were obtained. The scientists concentrated relatively early on porous materials, which besides their biochemically neutral properties, allow for migration of fibroblasts as well as for formation of inner layer of connective tissue, which seals the prosthesis from inside [4]. Various mesh products made of Nylon, Teflon, Dacron, Marlex have been applied with different degree of success as trachea reconstructive materials. The stability of material was assured by wire spirals or rings made of plastics [16]. Major problems accompanying the use of alloplastic materials are as follows: the secondary stenosis of trachea's diameter resulting from granulation inside the prosthesis, local infections with resulting rejection of the transplant, bleedings due to the damage of large blood vessels in vicinity the implant, as well as own displacements of the prosthesis itself [4, 6, 18, 19, 23].

Currently available literature points at possibilities of application of various materials and techniques, which have the potential of use in reconstruction of large tracheal defects. In most reported cases the authors were not successful in obtaining satisfactory long term post-operative results. The most common reason of these defeats are the displacements of prostheses, narrowing of the diameter both in central section as well as around anastomosis, granulation leading to restenosis, local infections and bleedings. The lack of respiratory epithelium on the entire surface of the implant is still a major unsolved problem, which leads to disturbance of the mucus removal process and development of granulated tissue.

Kaiser [16] examined porous (125-250 μm) polyurethane (Dacron) and showed that small defects (2 x 2 cm) of front wall of trachea may be successfully replaced by patches made of this material. After 90 days they were well built in the surrounded tissues and covered by respiratory epithelium. Schauwecker noted good ingrowing larger circumferential defects (4 x 4 cm) replaced by polyurethane, however the obliteration of trachea's cross-section occurred in this case due to formation of granulation tissue [17].

Politetrafluoroethylene (PTFE) has been relatively often used in experiments on trachea reconstruction in animals. The PTFE is a common reconstructive material broadly applied in the surgery of blood vessels. Tubular vessel stents are flexible and the porosity of PTFE allows for good ingrowth of neighbouring cells. Reinforcing rings applied on the outside of an implant resemble the trachea rings, and also maintain the patency of its cross-section. Jorge et al. [14] applied PTFE to 10 rabbits, which had 4 cm sections of their trachea removed and replaced by PTFE implants reinforced by silicone rings. Five rabbits survived the six month long observation period. The other five rabbits were put to death following appearance of dyspnoe caused by developing granulation of the area of anastomosis and around the implant. The high degree of inner epithelialization of the surface of the implant has been noted. Seven animals out of ten had total coverage of the inner implant surface by new epithelium. New network of blood vessels appeared around and inside of the implant and the vessels penetrated through implant's pores to the interior of trachea. Quite different results with use of politetrafluoroethylene were obtained by Shaha et. al. [18]. They applied this material on 26 dogs in order to reconstruct the front wall trachea de-

z PTFE i wzmocnionym pierścieniami silikonowymi. 5 królików przeżyło sześciomiesięczny okres obserwacji. Pozostałych 5 uśmiercono wcześniej z powodu pojawiającej się duszności wywołanej rozwijającą się ziarniną w okolicy anastomozy tchawicy i przeszczepu. Stwierdzono wysoki stopień epitelializacji wewnętrznej powierzchni implantu (u 7 na 10 zwierząt wystąpiło całkowite pokrycie wewnętrznej powierzchni przeszczepu nabłonkiem). Zarówno wokół jak i wewnątrz implantu doszło do pojawienia się nowej sieci naczyń krwionośnych. Naczynia przechodziły przez pory materiału do wnętrza tchawicy. Zgoła odmienne wyniki z politetrafluoroetylenem uzyskali Shaha i wsp. [18]. Zastosowali oni ten materiał u 26 psów do rekonstrukcji ubytków przedniej ściany tchawicy oraz jej segmentów o długości 2 chrząstek. Po 8 do 16 tygodniach trwania eksperymentu zwierzęta uśmiercono. We wszystkich przypadkach nie uzyskano trwałej integracji przeszczepu z resztą tchawicy, chociaż był on otoczony przez warstwę nowej tkanki łącznej. Nie uzyskano również pokrycia powierzchni wewnętrznej implantu napęczającym nabłonkiem oddechowym. Obserwowano go jedynie na pograniczu przeszczepu i kikutów tchawicy [18].

Podobne, niekorzystne wyniki z zastosowaniem PTFE uzyskali w 1990 roku D. Cull i wsp. wykorzystując ten materiał do rekonstrukcji ubytków tchawicy o długości 5 cm u 9 psów. Proteza była wzmocniona od zewnątrz specjalnymi pierścieniami zapobiegającymi zapadaniu się drogi oddechowej. We wszystkich przypadkach doszło do pojawienia się tkanki ziarninowej w miejscu anastomozy proksymalnej i dystalnej. Ziarnina ta była powodem pojawienia się obturacji drogi oddechowej pomiędzy 3 a 8 tygodniem od zabiegu. U większości zwierząt wystąpiło obfite wydzielanie w drogach oddechowych treści śluzowo-ropnej, która w 5 przypadkach była powodem rozwoju zapalenia płuc. Badania pośmiertne wykazały pojawienie się rozległej tkanki włóknistej wokół protezy i brak nabłonka oddechowego na wewnętrznej powierzchni implantu [6]. Gonzalez-Pienra i wsp. [15] wykorzystali PTFE wzmocniony spiralą z silikonu jako zewnętrzną protezę stabilizującą miejsce połączenia dwóch fragmentów tchawicy po jej resekcji na długości 6 pierścieni u królików. Wzmocnienie to zapobiegło tworzeniu się zwężeń w miejscu anastomozy. Yildirim i wsp. badali porowatą polietylen o dużej gęstości (PHDP) jako materiał służący do rekonstrukcji dużych ubytków tchawicy (resekcja przedniej i bocznych ścian tchawicy w kształcie litery U na długości od 6 do 8 chrząstki). Stwierdzili u 8 na 10 królików dobre wgajanie się użytego materiału do pozostałych fragmentów tchawicy oraz sąsiadujących tkanek i pokrycie całej wewnętrznej powierzchni przeszczepu oddechowym nabłonkiem urzęsionym. W badaniach CT i MRI stwierdzono nieznaczne spłaszczenie polietylenu w wymiarze przednio-tylnym, chociaż wciąż utrzymywał on drożność drogi oddechowej. W pośmiertnych badaniach histologicznych zaobserwowano ogniska atrofii nabłonkowej na wewnętrznej powierzchni implantu [4].

Ciekawy, jednakże bardzo skomplikowany eksperyment na 10 psach przedstawił Suh i wsp. [19], którzy zastosowali do rekonstrukcji materiał alloplastyczny połączony z fragmentami tkankowymi należącymi do gospodarza. Z sieci Prolenowej wzmocnionej pierścieniami z polipropyleny utworzono cylindryczny implant tchawicy, który następnie uszczelniono żelatyną wołową i pokryto od wewnątrz błoną śluzową pobraną z jamy ustnej psa. Całość wszczepiano do otrzewnej jamy brzusznej i pokrywano płacami sieci większej. Po 2 tygodniach następowało unaczynienie przeszczepu. Wypreparowując naczynie zaopatrujące implant wykonywano przemieszczenie przeszczepu wraz z szypułką naczyniową przez klatkę piersiową na szyję. Unaczyniony

facts and its areas of length of 2 cartilage segments. After 8 to 16 weeks of experiment the animals were put to death. In none of the examined cases permanent integration of the implant with the rest of trachea was obtained, although the implant was surrounded by the layer of new connective tissue. The coverage of inner surface of the implant by the creeping breathing epithelium has not been obtained either. It was only observed around the interface area between the implant and the stumps of trachea [18].

Similarly, unfavorable results with use of PTFE for reconstruction of trachea losses of the length of 5 cm on nine dogs were shown by D. Cull et al. in 1990. The prosthesis was reinforced with use of special rings preventing the breathing canal from collapsing. In all investigated cases granular tissue appeared in the areas of proximal and distal anastomosis. This granulation was the direct reason of obstruction of airway between the third and the eighth week after surgery. In most cases the animals developed strong mucus and pus type of secretion within the airways, which in five cases lead to pneumonia. Autopsy examination indicated development of vast areas of fibrous tissue surrounding the prostheses, and lack of respiratory epithelium on the inside surface of the implants [6]. Gonzalez-Pienra et al. [15] used PTFE reinforced with silicone spiral as outside prosthesis stabilizing the points of anastomosing of two trachea fragments of the rabbits after their resection of the length of six rings. The reinforcement used prevented the formation of narrowing of anastomosis area. Yildirim and co-workers examined porous high density polyethylene (PHDP) used as the material for reconstruction of large trachea defects, after resection of U-shaped front and side trachea walls of the length of 6 to 8 cartilage segments. In the cases of eight out of ten rabbits they found satisfactory ingrowing of applied prosthesis material into the remaining trachea fragments, into the surrounded tissues, as well as full coverage of inner surface of the implant by the ciliated epithelium. Using the CT and MRI scans they found slight flattening of polyethylene material both in front and at the back, but it still withheld the patency of the airway. Post-mortem examination confirmed the presence of epithelial atrophy on the inside surface of the implant [4].

Suh et al. [19] presented the results of a very interesting but complicated experiment on ten dogs. They used for reconstruction the alloplastic material in conjunction with some own tissues of the host. The cylindrical trachea implants were made of Prolen mesh reinforced with polypropylene rings. These implants were sealed with use of steer gelatin and lined using mucous membrane taken from dog's mouth. These devices were implanted into the peritoneum of hosts' abdominal cavity, and then covered with patches of larger mesh. While preparing the vessel supplying blood to the implant, it was being transferred through chest to neck. The prostheses with blood supplying vessels were implanted into the trachea loss of length of 3 cm. The investigation was carried out on two dogs only. The observation period was short, but is possible that this complex technique will find its followers.

Not only adult individuals, but also children are concerned with the problem of trachea stenosis. In the latter case the contractions may be due to congenital defects. As compared to adults, children have more difficult anatomical conditions, and the possibilities of using the own host materials (e.g. costal rib) for trachea reconstruction are more limited. Pearson et al. [20] applied Lactosorb (co-polymer of 82% poli-L-lactic acid and 18% of polyglycol acid) as reconstructive material on 14 young pigs Yucatan, which have the trachea of the size similar to that of a baby. Lactosorb was used as internal, external and mixed implants

implant wszczepiano w wytworzony ubytek 3 cm tchawicy. Badania przeprowadzono na 2 psach. Okres obserwacji był bardzo krótki. Możliwe, że w przyszłości ta skomplikowana metoda znajdzie swoich zwolenników.

Problem zwężeń tchawicy dotyczy zarówno dorosłych jak i dzieci. U tych ostatnich bardzo często mamy do czynienia ze zwężeniami o charakterze wad wrodzonych. U dzieci w porównaniu do dorosłych występują trudniejsze warunki anatomiczne oraz mniejsze możliwości pobierania tkanek własnych (np. chrząstki żebra) do rekonstrukcji tchawicy. S. Pearson i wsp. wykorzystali Lactosorb (kopolimer kwasu poli-L-mlekowego - 82 % i kwasu poliglikolowego - 18 %) jako materiał rekonstrukcyjny u 14 młodych świń Yuca-tan, które posiadają tchawicę o zbliżonych wymiarach do tchawicy niemowląt. Lactosorb stosowali jako wstawki wewnętrzne, zewnętrzne i mieszane (częściowo na zewnątrz a częściowo wewnątrz tchawicy). Materiał ten całkowicie nie sprawdził się jako implant tchawicy. Ulegał obrastaniu ziarniną lub przemieszczał się do światła drogi oddechowej [20].

W 1994 roku Okumura i wsp. [21] zastosowali cylindryczne protezy o długości 3 cm z sieci Marlexu (polipropylen) wzmocnione spiralą z polipropylenu. Wykonał całkowitą resekcję segmentową tchawicy u 13 psów uzyskując bardzo dobre wyniki u 5 z nich, które przeżyły 6 miesięczny okres obserwacji (całkowita inkorporacja implantu z tkankami sąsiadującymi oraz pokrycie całej wewnętrznej powierzchni przez napływający nabłonek oddechowy). Protezy w celu uszczelnienia i przyspieszenia infiltracji przez tkankę łączną wyłożone były od wewnątrz warstwą kolagenu uzyskanego ze skóry świni.

Kontynuacją eksperymentu w/w badaczy było doświadczenie na 10 psach, u których brakujący cylindryczny fragment 4,5 cm tchawicy zastąpiono protezą wykonaną z Marlexu wzmocnionego spiralą polipropylenową. Proteza była dodatkowo uszczelniona od wewnątrz kolagenem pobranym od świń. Na okres 8 tygodni zakładano stent silikonowy, który zabezpieczał przed pojawieniem się lokalnych infekcji i poprawiał transport śluzu drzewa tchawiczo-oskrzelowego. Eksperyment prowadzony był długoterminowo (1 zwierzę nawet do 24 miesięcy). Co najmniej 3 miesiące przeżyło 8 z 10 psów. U 3 z nich pojawiło się w miejscu anastomozy zwężenie nie powodujące obturacji drogi oddechowej. U wszystkich 8 wystąpiła całkowita inkorporacja z tkankami gospodarza i pokrycie na całej długości wewnętrznej powierzchni nabłonkiem, który w częściach centralnych był płaski, natomiast w obwodowych typowy dla drogi oddechowej [23].

Różnorodną próbę rekonstrukcji tchawicy u 45 psów przedstawili Petroianu i wsp. [22]. Do uzupełnienia ubytków tchawicy (ściany przedniej, całego segmentu długości 3 cm lub segmentu z pozostawieniem ściany tylnej) wykorzystali pierwotnie usunięty fragment tchawicy, przeszczepy aorty brzusznej i tchawicy konserwowanej w glutaraldehydzie oraz Teflon. Założony okres 2 miesięcy obserwacji przeżyło jedynie 5 psów z pozostawioną ścianą tylną tchawicy. U pozostałych zwierząt doszło do obturacji przeszczepu tkanką łączną lub odrzucenia implantu. Postulowano, iż problem niepowodzeń w rekonstrukcji tchawicy może być związany nie tyle z charakterem zastosowanego materiału, co z brakiem jego unaczynienia czy też występowaniem lokalnej reakcji immunologicznej powodującej odrzucenie implantu.

Skuteczna proteza tchawicy musi spełniać szereg podstawowych warunków, takich jak zapewnienie drożnej i gładkiej jednak nieściśliwej drogi oddechowej; całkowita inkorporacja z otaczającymi tkankami; epitelializacja wewnętrznej powierzchni protezy nabłonkiem rzęskowym umożliwia-

(partly inside and partly outside of trachea). This material did not prove to be suitable as trachea implant: the granulation tissue grew around it and it was reducing the cross-section of trachea [20].

In 1994 Okumura and co-workers [21] used cylindrical prostheses 3 cm in length made of Marlex mesh (polypropylene), reinforced with polypropylene spiral. They performed full segmental resection of trachea on 13 dogs, obtaining very good results on five dogs, which survived six month observation period with complete implant's incorporation into vicinal tissues, and complete coverage of the whole inner surface by respiratory epithelium. For purposes of enhancement of sealing and acceleration of infiltration by connective tissue, the prostheses were lined on their inner surface with the layer of collagen obtained from pig's skin.

These same investigators continued the experiment on ten dogs, where the missing 4.5 cm fragment of trachea was replaced by prosthesis made of Marlex and reinforced with polypropylene spiral. The prostheses were lined from inside with collagen extracted from pigs. The silicone stent was placed for a period of 8 weeks, which protected against local infections and enhanced the mucus mobility of the tracheobronchial tree. The experiment lasted for a long period of time (one animal even up to 24 months). Eight to ten dogs survived up to 3 months. In the cases of three of them the stenosis appeared within the anastomosis area, which lead to obstruction of the airway. In all the eight cases occurred the complete incorporation of implant with host tissues as well as the coverage of the entire length by epithelium, which was flat in central sections, and typical for airways within the peripheral sections [23].

Petroianu et al. [22] presented the results of various techniques of trachea reconstruction applied to 45 dogs. In order to re-fill the defects of trachea (front wall, the whole segment of the length of 3 cm, or a segment with remaining back wall), they used the initially removed trachea segment, grafts of abdominal aorta, as well as trachea segment preserved in glutaraldehyde and Teflon. Only five dogs with trachea back wall remaining survived the presumed observation period of 2 months. In the cases of other animals the obturation of implants by connective tissue took place, or the implants were rejected. These scientists postulated that the major reason for defeats of various attempts in trachea reconstruction may be related not as much to the type of material used, but rather to the lack of vascularization and/or to the presence of a localized immunological reaction leading to implant's rejection.

Successful trachea prosthesis has to fulfill several basic conditions, like assuring patency and flexibility, but non-compressibility of the airway, complete incorporation into surrounding tissues, covering of the inner surface of the prosthesis by ciliated epithelium allowing for mucus removal from the tracheobronchial tree, clinical durability and lack of carcinogenic properties [4,14,18,19]. In addition, this material has to be easy for hand-forming, cutting and non-permeable for air [15]. Undoubtedly, the trachea reconstructive material has to be porous, as pores allow for migration of fibroblasts and blood vessels from outside of the airway. Some authors believe that the ideal diameter of pores should be around 30 μm , but on the other hand it should be air-tight and prevent from migration of septic material outside of the airway [14]. Other investigators believe that 30 μm is not sufficient and the ideal diameter of pores should remain within the range of 125 to 150 μm [16]. Formation of epithelium on the inner surface of the implant is a critically important condition of success of trachea reconstruction operation. This epithelium migrates mostly from

jącym skuteczne usuwanie śluzu z drzewa tchawiczooskrzelowego; kliniczna trwałość i brak właściwości karcynogennych [4, 14, 18, 19]. Ponadto materiał ten musi być łatwy w ręcznym kształtowaniu, cięciu oraz nieprzepuszczalny dla powietrza [15]. Niewątpliwie materiał stosowany w rekonstrukcji tchawicy musi posiadać pory, które umożliwiają migrację fibroblastów i naczyń krwionośnych z zewnątrz do światła drogi oddechowej. Część autorów uważa, że idealną średnicą otworów jest wielkość około 30 mikrometrów umożliwiającą migrację fibroblastów i naczyń krwionośnych, a z drugiej strony zapewniająca szczelność dla powietrza i zabezpieczająca przed przechodzeniem septycznego materiału na zewnątrz drogi oddechowej [14]. Inni badacze uważają, iż średnica 30 mikrometrów to za mało a idealny ich wymiar powinien mieścić się w przedziale pomiędzy 125 a 150 mikronów [16]. Tworzenie się nabłonka na wewnętrznej powierzchni przeszczepu jest niezmiernie istotnym warunkiem powodzenia zabiegu rekonstrukcji tchawicy. Nabłonek migruje przede wszystkim z brzegów pozostawionej tchawicy stopniowo pokrywając wewnętrzną powierzchnię implantu aż do jego części centralnej. Drugą drogą powstawania nabłonka jest migracja przez mikropory materiału fibroblastów tworzących nową warstwę podśluzową oraz naczyń krwionośnych, które wytwarzają sieć podnabłonkową [14].

Mnogość różnych metod i stosowanych materiałów do rekonstrukcjach dużych ubytków tchawicy oraz bardzo mała ilość doniesień z dobrymi długotrwałymi wynikami świadczy o złożoności problemu i braku materiału, który spełniałby oczekiwania klinicystów.

the sides of remaining parts of trachea, gradually covering the inner surface of the implant, until it reaches its central part. The other way of the formation of epithelium is the migration through micropores of fibroblasts' material, forming new under-mucus and vascular layer, thus a sort of under-epithelium layer [14].

Significant number of techniques and the variety of materials used for reconstruction of large tracheal defects and, on the other hand, small number of reports on positive long term results, prove the complexity of the problem, and lack of materials which would meet all the expectations of the clinical researchers.

Piśmiennictwo

- [1] Otto T.: Chirurgia zwożeń tchawicy. *Pneum. i Alergol. Pol.*, 1991, 59, 5-6.
- [2] Pogorzelski R., Szostek M., Kostro P., Szostek M.: Chirurgiczne leczenie zwożeń tchawicy. *Pol. Tyg. Lek.*, 1995, 40-44, 7-9.
- [3] Vergnon J.M., Costes F., Polio J.C.: Efficacy and tolerance of a new silicone stent for the treatment of benign tracheal stenosis. *Chest*, 2000, 118:422-426.
- [4] Yildirim G., Haliloglu T., Sapci T., Kahvecioglu O., Onar V., Savci N., Karavus A.: Tracheal reconstruction with porous high-density polyethylene tracheal prosthesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2000, 109, 981-987.
- [5] Grillo H.C.: Reconstruction of the trachea. Experience in 100 consecutive cases. *Thorax* 1973, 28, 667-679.
- [6] Cull D.L., Lally K.P., Mair E.A., Daidone M., Parsons D.S.: Tracheal reconstruction with Polytetrafluoroethylene graft in dogs. *Ann Thorac Surg* 1990, 50, 899-901.
- [7] Idriss FS, DeLeon SY, Ilbawi MN, Gerson CR, Tucker GF, Holinger L. Tracheoplasty with pericardial patch for extensive tracheal stenosis in infants and children. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1984, 88, 4, 527-536.
- [8] Cohen RC, Filler RM, Konuma K., Bahoric A, Kent G, Smith C. A new model of tracheal stenosis and its repair with free periosteal grafts. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1986, 92, 2, 296-304.
- [9] Kimura K, Mukohara N, Tsugawa C, Matsumoto Y, Sugimura C, Murata H, Itoh H. Tracheoplasty for congenital stenosis of the entire trachea. *J Pediatr Surg* 1982, 17, 6, 869-871.
- [10] Fonkalsrud EW, Sumida S. Tracheal replacement with autologous esophagus for tracheal stricture. *Arch Surg* 1971, 102, 139-142.
- [11] Lobe TE, Hayden CK, Nicolas D, Richardson CJ. Successful management of congenital tracheal stenosis in infancy. *J Pediatr Surg* 1987, 22, 12, 1137-1142.
- [12] Neville W.V., Bolanowski P.J., Soltanzadeh H.: Prosthetic reconstruction of the trachea and carina. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1976, 72, 525-538.

References

- [13] Toomes H., Mickisch G., Vogt-Moykopf I.: Experiences with prosthetic reconstruction of the trachea and bifurcation. *Thorax* 1985, 40, 32-37.
- [14] Jorge R. G., Ramos A. S-P., de Guevera A.C.L., Huedo F.M., de Vega M.G., Romeu F.P.: Experimental study of a new porous tracheal prosthesis. *Ann Thorac Surg* 1990, 50, 281-287.
- [15] Gonzalez-Pinera J., Perez-Martinez A., Marco-Macian A., Garcia-Olmo D.: An experimental model for the prevention of postanastomotic tracheal stenosis. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1997, 114, 1, 76-82.
- [16] Kaiser D. Alloplastic replacement of canine trachea with Dacron. *Thorac Cardiovasc Surg* 1985, 33, 239-43.
- [17] Schauwecker HH., Gerlach J., Planck H., Bucherl ES.: Isoelastic polyurethane prosthesis for segmental trachea replacement in beagle dogs. *Artif Organs* 1989, 13, 216-18.
- [18] Shaha A., DiMaio T., Money S., Krespi Y., Jaffe B.M.: Prosthetic reconstruction of the trachea. *Am J Surg* 1988, 156, 306-309.
- [19] Suh S.W., Kim J., Baek C.H., Kim H.: Development of new tracheal prosthesis: autogenous mucosa-lined prosthesis made from polypropylene mesh. *Int J Artif Organs* 2000, 23, 261-267.
- [20] Pearson S. E., Stelow E. B., Rimell F., Pernel K.: Tracheal reconstruction with synthetic material in a porcine model. *Ann Otol Laryngol* 2001, 110, 718-722.
- [21] Okumura N., Nakamura T., Natsume T., Tomihata K., Ikada Y., Shimizu Y.: Experimental study on a new tracheal prosthesis made from collagen-conjugated mesh. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994, 108, 337-345.
- [22] Petroianu A., Barbosa A.J.A.: Experimental reconstruction of anterior and circumferential defects of the cervical trachea. *Laryngoscope*, 1993, 103, 1259-1263.
- [23] Teramachi M., Nakamura T., Yamamoto Y., Kiyotani T., Takimoto Y., Shimizu Y.: Porous-type tracheal prosthesis sealed with collagen sponge. *Ann Thorac Surg* 1997, 64, 965-969.