

# Proces wgajania się dallonowej protezy naczyniowej w układzie tętniczym człowieka. Analiza morfologiczna materiału pozyskanego w trakcie badania sekcyjnego

The healing process of the dallon vascular prosthesis in the human arterial system. Morphological analysis of the material obtained during autopsy

Krzysztof Ziaja, Marek Błaszczyński, Irena Wolny, Grzegorz Kies, Tomasz Urbanek, Tomasz Ludyga

Katedra i Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyni Śląskiej Akademii Medycznej, Katowice (Department of General and Vascular Surgery, Silesian Medical Academy, Katowice, Poland)

## Streszczenie

**Wstęp:** Celem pracy jest ocena protez wszczepionych w układ tętniczy, pozyskanych do obserwacji po zgonie chorego.

**Materiał i metody:** Analizie poddano 40 prostych i rozwidlonych protez dallonowych, wszczepionych w różne miejsca w układzie tętniczym, pobranych do badań nie później niż 72 godziny po zgonie. Czas od wszczepienia protezy do zgonu wynosił od 2 dni do 10 lat i 4 miesięcy (śr. 23,3 miesiąca). Proces wgajania oceniano makroskopowo i mikroskopowo.

**Wyniki:** Analiza obrazów morfologicznych warstwy wewnętrznej protez w okresie funkcjonowania pozwala stwierdzić, że na ich powierzchni zachodzą nieustannie procesy wytwórcze i naprawcze. Warstwa wewnętrzna protezy nie pokrywa się komórkami śródbłonna, a mimo to zachowuje ona drożność, nawet w wieloletnim okresie funkcjonowania.

**Wnioski:** 1. Warstwa wewnętrzna protezy w układzie tętniczym u człowieka nie pokrywa się komórkami śródbłonna. 2. Mimo braku śródbłonna, proteza zachowuje drożność, nawet w wieloletnim okresie funkcjonowania. 3. Przez cały czas funkcjonowania protezy na jej powierzchni zachodzą procesy wytwórcze i naprawcze. 4. Zakażenie protezy wpływa na stabilność splotu jej włókien, powodując jego rozluźnienie.

**Słowa kluczowe:** człowiek, proteza naczyniowa, wgajanie, morfologia, autopsja, mikroskop, histologia

## Abstract

**Introduction:** The aim of the study was to conduct morphological analyses of the healing process of Dallon vascular prostheses implanted in the human arterial system, obtained for examination after patient's decease.

**Material and methods:** 40 Dallon straight and bifurcated vascular prostheses implanted in different locations of the arterial system obtained during autopsy were analysed. The prostheses were collected not later than 72 hours after the decease. The time between the implantation of the prosthesis and patient's death varied from 2 days to 10 years 4 months (23.3 months on average). The graft specimens were examined macroscopically and microscopically.

**Results:** Analyses of the morphological images of the inner layer covering the vascular prosthesis during its patency show that on its surface reparation and synthesis process takes place all the time. The inner layer is not covered with endothelial or endothelial-like cells, although the prosthesis stays patent.

**Conclusions:** 1. The internal layer of the vascular prosthesis in the human arterial system is not covered by endothelium. 2. Despite the lack of endothelium, the prosthesis patency is preserved even after many years of functioning. 3. All the time during the implant's functioning in the human body, reparation and synthesis processes are continuing on both surfaces of the prosthesis. 4. The prosthesis infection has an influence on the prosthesis fibre coil stability, causing its loosening.

**Key words:** human, vascular prosthesis, healing, morphology, autopsy, microscopy, histology

## Wstęp

Od momentu wprowadzenia protezowania naczyń krwionośnych do rutynowego postępowania terapeutycznego trwają badania nad jakością protez. Idealna proteza po wgojeniu się powinna upodabniać się w maksymalnym stopniu do zastępowanego naczynia. Prowadzi się więc zarówno badania nad wgajaniem się protez wykonanych z nowych materiałów, jak i próby ulepszenia już istniejących [1–6]. W większości są to prace doświadczalne. Stwierdzono jednak, że w zależności od materiału użytego w doświadczeniu, pozycji wszczepionej protezy, jej długości i rodzaju tworzywa, z którego jest wykonana, proces wgajania się przebiega w różny sposób. Nawet w obrębie tego samego rodzaju protez obserwowano różnice, co wiąże się przede wszystkim z obecnością lub brakiem warstwy pokrywającej protezę od wewnątrz [7]. Nie ma także zwierzęcia, które spełniałoby idealnie warunki, z jakimi mamy do czynienia u chorego człowieka. Istnieje znacznie mniej opracowań na temat procesu wgajania pochodzących z badań nad protezami wszczepionymi u ludzi. Przez lata badań doświadczalnych poznano dość dokładnie kolejne etapy wgajania się protezy dallonowej w różnych modelach zwierzęcych. Nieliczne prace, w których oceniano morfologię wgajania się protezy dallonowej u chorego człowieka, dotyczą najczęściej protez pozyskanych w trakcie reoperacji, co często uniemożliwia ocenę całej protezy oraz tkanek otaczających [8, 9].

## Cel pracy

Celem pracy jest analiza morfologiczna procesu wgajania się protez naczyniowych, wykonanych z dallonu, wszczepionych w układ tętniczy człowieka, pozyskanych do obserwacji po zgonie chorych.

## Materiał i metody

Analizie poddano protezy naczyniowe uzyskane w trakcie badań sekcyjnych 37 chorych zmarłych w latach 1992–1997 w Górnośląskim Centrum Medycznym w Katowicach. W grupie tej było 32 mężczyzn i 5 kobiet w wieku 41–82 lat (średnio 59 lat). Chorzy w większości byli uprzednio hospitalizowani, często wielokrotnie, w Klinice i Katedrze Chirurgii Ogólnej i Naczyń Śląskiej Akademii Medycznej. Protezy pobierano nie później niż 72 godziny po zgonie. Łącznie oceniano 40 protez wykonanych z dallonu. U 3 chorych protezy wszywano dwukrotnie w różne miejsca układu tętniczego. Podział badanych protez w zależności od miejsca wszczepienia przedstawiono w tabeli I. Czas od wszczepienia protezy do zgonu wynosił od 2 dni do 10 lat i 4 miesięcy (średnio 23,3 miesiąca).

Preparaty protez oceniano makroskopowo, mierząc długość każdej protezy, a do badań mikroskopowych pobierano utrwalone w 10-procentowym roztworze zobojętnionej formaliny w temperaturze pokojowej wycinki długości średnio 1 cm — z zespolenia bliższego, z zespolenia dalszego oraz z połowy długości protezy.

## Introduction

From the time when the use of vascular prostheses became a routine therapeutic procedure, research into the best quality prosthesis has developed. The ideal prosthesis should as closely as possible imitate the substituted vessel. This is why the study of the healing process of the prostheses made of new materials as well as the improvement of the already existing ones is still continuing [1–6]. Most of the existing publications are experimental. The experiments showed the difference in the healing process according to the kind of animal used in the investigation, the position of the implanted prosthesis, its length and the material used in its production. The difference connected foremost with the presence of the layer covering the inside of the prosthesis existed even during evaluations in different conditions of individuals of the same species [7]. There is no animal model that would ideally represent the conditions we meet in the sick patient. There are few studies of the graft healing process derived from a prosthesis functioning in humans. During the years of experimental studies the subsequent stages of dallon prosthesis healing were fairly well recognised in different animal models. A small number of papers, where the morphology of dallon graft healing was examined in the sick patient, are derived from the prosthesis obtained in reoperation procedures, which often made it impossible to obtain and examine the whole implant with surrounding tissues [8, 9].

## The aim of the study

The aim of the study is to conduct morphological analyses of the healing process of dallon vascular prostheses implanted in the human arterial system, obtained for examination after patient's decease.

## Material and methods

The vascular prostheses obtained during the autopsies of 37 patients who died in the years 1992–1997 in the Silesian Medical Centre in Katowice were analysed. There were 32 males and 5 females — mean age 59 years (41–82). In the majority of cases the patients were previously hospitalised, sometimes repeatedly, at the Department of General and Vascular Surgery of the Silesian Medical Academy. The prostheses were collected not later than 72 hours after the decease. In total 40 dallon grafts were examined. In 3 patients the prostheses were implanted twice, in different localisations of the arterial system. The distribution of prostheses concerning the place of implantation is shown in Table I. The time between the operation and patient's death varied from 2 days to 10 years 4 months (23.3 months on average).

The graft specimens were examined macroscopically, the length of every prosthesis was measured and a 1 cm segment was fixed in room temperature in 10% solution of neutralised formalin from the middle of the implant, the proximal and distal anastomoses were tak-

**Tabela I. Podział badanych protez w zależności od miejsca wszczepienia****Table I. Place of implantation of the vascular grafts**

| Miejsce wszczepienia protezy<br><i>Place of implantation</i>                                                                    | Liczba protez<br><i>Number</i> | %<br><i>%</i> |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------|---------------|
| Przesło aortalno-dwuudowe<br><i>Aorto bi-femoral bypass</i>                                                                     | 11                             | 27,5          |
| Przesło aortalno-dwuudowe z przesłem do tętnicy podkolanowej<br><i>Aorto bi-femoral bypass with arm to the popliteal artery</i> | 2                              | 5,0           |
| Przesło pachowo-udowe<br><i>Axillo-femoral bypass</i>                                                                           | 4                              | 10,0          |
| Przesło pachowo-udowe z przesłem nadłonowym do tętnicy udowej<br><i>Axillo-bi-femoral bypass</i>                                | 3                              | 7,5           |
| Przesło aortalno-udowe<br><i>Aorto-femoral bypass</i>                                                                           | 4                              | 10,0          |
| Przesło aortalno-udowe z przesłem nadłonowym do tętnicy udowej<br><i>Aorto-femoral bypass with femoro-femoral bypass</i>        | 1                              | 2,5           |
| Przesło aortalno-dwupodkolanowe<br><i>Aorto-popliteal bilateral bypass</i>                                                      | 2                              | 5,0           |
| Przesło aortalno-dwubiodrowe<br><i>Aorto-bi-iliac bypass</i>                                                                    | 1                              | 2,5           |
| Przesło aortalno-biodrowe<br><i>Aorto-iliac bypass</i>                                                                          | 2                              | 5,0           |
| Przesło aortalno-aortalne<br><i>Straight aortic bypass</i>                                                                      | 4                              | 10,0          |
| Przesło biodrowo-udowe<br><i>Ilio-femoral bypass</i>                                                                            | 1                              | 2,5           |
| Przesło udowo-podkolanowe<br><i>Femoro-popliteal bypass</i>                                                                     | 2                              | 5,0           |
| Przesło udowo-udowe nadłonowe<br><i>Femoro-femoral bypass</i>                                                                   | 2                              | 5,0           |
| Przesło protezowo-podkolanowe<br><i>Vascular prosthesis-popliteal artery bypass</i>                                             | 1                              | 2,5           |
| Razem<br><i>Total</i>                                                                                                           | 40                             | 100,0         |

W przypadku protez rozwidlonych pobierano wycinki z połowy długości każdego ramienia protezy. Po przygotowaniu wycinków według rutynowych technik histologicznych otrzymywano bloczki parafinowe, które następnie krojono na mikrotomie. Na tak otrzymanych skrawkach przeprowadzono barwienia:

1. hematoksyliną i eozyną (H-E),
2. metodą van Giesona,
3. metodą Massona.

Wykonano również odczyn immunohistochemiczny na obecność czynnika VIII w celu uwidocznienia komórek śródbłonna na powierzchni wewnętrznej protezy i uwidocznienia drobnych naczyń krwionośnych w wewnętrznej i zewnętrznej warstwie protezy.

Przygotowane preparaty poddano analizie morfologicznej w mikroskopie świetlnym, oceniając powstawanie warstwy wewnętrznej i zewnętrznej protezy w trakcie jej wgajania, z uwzględnieniem charakteru komórek, które te warstwy tworzą.

en for microscopic analysis. In bifurcated prostheses the excisions of the middle part of every arm were taken. After the preparation of samples, according to the routine histological techniques, the paraffin blocks were cut by microtome. The obtained chips were stained by the following techniques:

1. Haematoxylin and eosin (H-E),
2. Van Gieson method,
3. Masson method.

Immunohistochemical assay was also performed for the presence of the VIII factor to show the intimal cells on the internal surface of the prosthesis and the small blood vessels in the internal and external layer of the graft.

The specimens prepared in this way were analysed morphologically, using light microscopy. The growth of the internal and external layer of the prosthesis during the healing process was assessed concerning the character of cells building these layers. For description reasons, the whole material was divided into 5 groups, depending on the time of its function in the human organism.

In the first group were placed prostheses of the function period up to two weeks. There were 8 implants, 4 straight and 4 bifurcated, in this group.

The grafts functioning up to one month were placed in the second group. In this group there were 7 implants, 2 straight and 5 bifurcated.

The third group consisted of 6 prostheses serving for up to two months. 3 of them were straight and 3 bifurcated.

In the fourth group were placed the implants operating for one year. These were 3 bifurcated ones.

The prostheses functioning in the human body for over one year made up the fifth group, the most numerous one. There were in total 16 implants, 8 straight and 8 bifurcated.

## Results

### Macroscopic assessment

#### Group I

There were no fundamental differences of the external prosthesis layer between the implanted and non-implanted prostheses. The graft was easy to detach from the surrounding tissues. The internal surface was covered by a thin layer of adhering thrombus, a bit thicker in the proximal anastomosis region, especially next to the suture line. This thrombus was easily detachable from the prosthesis.

#### Group II

After a period of approximately two weeks, the implant could be effortlessly removed, leaving a visible impression in the surrounding tissues, especially in the regions consisting of fat tissue. There was no difference of the external surface compared to the non-implanted prosthesis. The internal surface was shiny, glossy, gaining a slightly yellow colour. The transverse folding of the prosthesis and factory-made leading mark thread were seen. In one prosthesis, functioning for a one-month period, numerous small adhering thromboses were observed on the glossy, smooth internal surface.

W celach opisowych materiał podzielono na 5 grup, w zależności od czasu, przez jaki proteza funkcjonowała w organizmie człowieka.

Do grupy pierwszej zaliczono protezy funkcjonujące do 2 tygodni. Znalazło się w niej 8 protez — 4 proste i 4 rozwidlone.

Do drugiej grupy zaliczono protezy, które funkcjonowały do miesiąca. Znalazło się w niej 7 protez — 2 proste i 5 rozwidlonych.

W grupie trzeciej znalazły się protezy funkcjonujące do 2 miesięcy. Było tu 6 protez — 3 proste i 3 rozwidlone.

W grupie czwartej umieszczono protezy funkcjonujące do roku. Były to 3 protezy rozwidlone.

Piątą, najliczniejszą grupę stanowiły protezy, które w organizmie człowieka funkcjonowały ponad rok. Znalazło się w niej 16 protez — 8 prostych i 8 rozwidlonych.

## Wyniki

### Ocena makroskopowa

#### Grupa I

Po wszczepieniu powierzchnia zewnętrzna protezy nie różniła się w sposób zasadniczy od powierzchni protezy niewszczepionej. Protezę można było dosyć łatwo oddzielić od otaczających tkanek. Powierzchnia wewnętrzna była pokryta cienką warstwą skrzepliny przyściennej, nieco grubszą w okolicy zespolenia bliższego, zwłaszcza w miejscu szwów. Skrzeplinę można było łatwo oddzielić od protezy.

#### Grupa II

Po około 2 tygodniach proteza dawała się łatwo usunąć, pozostawiając w tkankach otaczających wyraźny karbowany odcisk, zwłaszcza tam, gdzie otoczenie stanowiła tkanka tłuszczowa. Powierzchnia zewnętrzna nie różniła się od powierzchni protezy niewszczepionej. Powierzchnia wewnętrzna była błyszcząca i przybierała barwę żółtawą. Widoczne było karbowanie poprzeczne protezy oraz fabrycznie wykonana nić prowadząca.

W jednej protezie, która funkcjonowała miesiąc, na połyskliwej, gładkiej powierzchni wewnętrznej widoczne były liczne drobne skrzepliny przyścienne.

#### Grupa III

Pod koniec drugiego miesiąca powierzchnię zewnętrzną protezy stanowiła gładka, połyskliwa tkanka łączna, przez którą prześwitywała struktura protezy. Jej powierzchnię wewnętrzną stanowiła żółtawa, połyskliwa warstwa, przez którą uwidaczniała się struktura protezy. Zarówno warstwę wewnętrzną, jak i zewnętrzną trudno było oddzielić od protezy.

#### Grupa IV i V

Grupę IV i V opisano łącznie, ponieważ wygląd warstwy zewnętrznej i wewnętrznej w obu tych grupach nie różnił się.

W protezach, które były wszczepione przez ponad 5 miesięcy, powierzchnia zewnętrzna miała barwę białawą i była bardzo silnie zespolona z protezą. Tkanki otaczające ściśle do niej przylegały, jednak można ją było od nich odpreparować, nie uszkadzając struktury zewnętrznej. Powierzchnię wewnętrzną takich protez sta-

#### Group III

At the end of the second month, the external surface of the implant was covered by smooth, shiny connective tissue with a visible prosthesis structure. Its internal layer was a slightly yellow, glossy layer, through which the implant structure was demonstrated. Both the internal and external layer were difficult to separate from the prosthesis wall.

#### Group IV and V

Group IV and V were described together because of no visible difference between the external and internal layers between these groups.

In over five-month-old prostheses the white-coloured external layer was strongly connected to the prosthesis wall. The surrounding tissues were very closely adhering to the graft, but it was possible to separate it without damaging the external prosthesis structure. The internal layer of the over five-month-old prostheses was made up of a shiny lining with a visible prosthesis structure. It was very strongly joined with the prosthesis fibres. In macroscopic assessment it seemed that the internal layer thickness of the prosthesis was constant all along the implant. There was no macroscopically visible difference between older than seven-month prostheses.

The prostheses older than five months, because of the development of the internal layer, became more rigid than the initial one.

In two cases, a false aneurysm in the distal anastomosis appeared: one in a straight femoro-popliteal prosthesis, the second in an aorto-bifemoral graft. In the first case the prosthesis passage was clear. In the second case the thrombus clogged up the aneurysm and one of the prosthesis arms.

In four straight prostheses and one aorto-bifemoral one, fragments of adhering thrombus were observed. In three cases thrombectomy was done. Two others were treated conservatively. Furthermore, in two aorto-bifemoral prostheses, adhering thromboses were observed, but their presence was noted only during the autopsy. These patients were admitted to the hospital because of problems not connected with the arterial disease. All the above-mentioned prostheses functioned for two to six years.

Two patients from the fifth group developed irreversible occlusion of the lumen along the whole prosthesis. In both cases a straight aorto-femoral implant was used. In the first case, femoral amputation on the prosthesis side was conducted twenty days after implantation. The second patient was qualified for reoperation and implantation of a bifurcated aorto-bifemoral prosthesis because of chronic ischaemia of both limbs. Both of these grafts were implanted a few years earlier (the first four and half years, the second seven years).

### Microscopic assessment

#### Group I

In the first few days, the internal layer of the implant was covered by adhering thrombus. On its surface a fibrous net was present, catching erythrocytes, leukocytes and lymphocytes. Between the prosthesis fibres, shape-

nowiła gładka, lśniąca wyściółka, przez którą widoczna była struktura protezy. Była ona bardzo mocno zespolona z włóknami protezy. W ocenie makroskopowej wydawało się, że powierzchnia wewnętrzna protezy miała jednakową grubość na całym jej przebiegu, z zachowaniem karbowania. Protezy starsze (ponad 7 miesięcy) nie różniły się już w ocenie makroskopowej.

Protezy funkcjonujące dłużej niż 5 miesięcy w wyniku rozwoju warstwy zewnętrznej stały się nieco sztywniejsze niż proteza wyjściowa.

W dwóch przypadkach doszło do powstania tętniaka rzekomego w zespoleniu dalszym — w prostej protezie udowo-podkolanowej oraz rozwidlonej protezie aortalno-dwuudowej. Pierwsza z tych protez była drożna, w drugim przypadku tętniak i jedno z ramion protezy wypełnione były skrzepliną zatykającą.

W 4 protezach prostych i jednej aortalno-dwuudowej obserwowano na powierzchniach wewnętrznych fragmenty skrzeplin przyściennych. W 3 przypadkach wykonano trombektomię, dwa pozostałe leczono zachowawczo. Ponadto w dwóch protezach rozwidlonych aortalno-dwuudowych występowały skrzepliny przyścienne, których obecność stwierdzono dopiero podczas badania sekcijnego. Chorych tych przyjęto do szpitala z innych powodów niż choroba tętnic. Wszystkie wymienione protezy funkcjonowały 2–6 lat.

W dwóch przypadkach z grupy V doszło do całkowitego zarośnięcia światła protezy na całym jej przebiegu. Obie protezy były protezami prostymi aortalno-udowymi. W pierwszym przypadku pacjentowi amputowano kończynę po stronie protezy w dwudziestym dniu od jej wszczepienia. Drugiego chorego zakwalifikowano do reoperacji i wszczepiono protezę rozwidlonej aortalno-dwuudowej z powodu przewlekłego niedokrwienia obu kończyn. Obie protezy wszczepiono kilka lat wcześniej (4,5 roku i 7 lat).

## Ocena mikroskopowa

### Grupa I

W pierwszych dniach po wszczepieniu powierzchnię wewnętrzną protezy pokrywała skrzeplina przyścienna. Na jej powierzchni tworzyła się sieć włókna — w jej okach obecne były erytrocyty, leukocyty i limfocyty. Pośród włókien protezy widoczne były bezpostaciowe kwasochłonne masy, w których znajdowały się leukocyty, limfocyty, erytrocyty i makrofagi ze złożami hemosyderyny. Od zewnątrz protezę otaczał różnej grubości mankiet skrzepłej krwi. Przekształcał się on następnie w ciągu tygodnia, ulegając wolnej hemolizie.

Pod koniec pierwszego tygodnia na powierzchni wewnętrznej protezy widoczna była bezpostaciowa substancja kwasochłonna. Na niej leżała sieć włókna, w której znajdowały się erytrocyty, limfocyty i makrofagi. Liczba tych komórek i ich rozkład były bardzo różne — od pojedynczych do wyraźnych skupisk.

Taka bezpostaciowa substancja utrzymywała się na powierzchni protezy dosyć długo. Widoczna była również w protezie, która funkcjonowała 6 tygodni. W każdym przypadku na jej powierzchni widoczna była ogniskowo lub na całym przebiegu sieć włókna, w której zatopione były

less acidophilus masses were found, comprising leukocytes, lymphocytes, erythrocytes and macrophages with haemosiderine concretions. The prosthesis was surrounded by a coagulated blood cuff of different thicknesses. During a week it evolved, undergoing slow haemolysis.

At the end of the first week an amorphous acidophilus substance was visible on the internal prosthesis surface. The fibrinous net was found on it with erythrocytes, leukocytes and macrophages. The number of cells and its placement were variable — from single ones to significant groups.

This amorphous substance was present on the wall of the prosthesis for quite a long time. It was noted even on the six-week-old prostheses. In every case, either along the whole implant or in the focal concentrations, the fibrinous net was present, in which erythrocytes, leukocytes, macrophages and fragments of necrotic cells were found. In two prostheses the adhering thrombus was still present.

Between the prosthesis fibres and in the outside layer of a nine-day-old graft the multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction appeared.

### Group II

In the prosthesis functioning for fifteen days, young granulation tissue was found in the outside layer and between the fibres, especially in the anastomotic areas. From that time of observation, the tissue was present in every older prosthesis. Its infiltration from the outside between the implant fibres was observed. Granulation tissue with few capillary vessels at the internal layer appeared in the distal anastomosis region in the three-week-old prosthesis.

In the sixteen-day-old graft the multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction were found in the regions of the internal layer adjacent to the prosthesis wall.

The collagen fibre bundles forming the internal prosthesis layer were visible for the first time in the twenty-six-day-old graft, but only in the proximal anastomosis area.

### Group III

In the second month, a young scar rich in collagen fibres, fibroblasts, fibrocytes, capillary vessels and lymphocytes appeared in the outside layer. In most prostheses macrophages with haemosiderine concretions were also present. An exterior layer formed in this way was also present in all the older prostheses. With time the connective tissue underwent hyalinisation and dissection.

The internal layer was constructed by homogeneous masses covered by the fibrinous net with erythrocytes, platelets and macrophages. Between the prosthesis fibres, homogeneous masses, numbered multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction, single lymphocytes, single macrophages and single capillary vessels were present.

### Group IV and V

Starting from about the fourth month, the internal layer of the investigated prosthetic fragments was covered by connective tissue rich in collagen fibres, fibrocytes

limfocyty, erytrocyty, makrofagi i resztki rozpadłych komórek. W 2 protezach na powierzchni wewnętrznej w dalszym ciągu obecna była skrzeplina przyścienna.

W protezie funkcjonującej 9 dni (nr 6) pomiędzy włóknami protezy i w warstwie zewnętrznej pojawiły się komórki typu „około ciała obcego”.

#### **Grupa II**

W protezie funkcjonującej 15 dni pomiędzy jej włóknami i w warstwie zewnętrznej pojawiła się młoda ziarnina, głównie w okolicy zespoleń. Występowała ona od tego momentu we wszystkich starszych protezach. Widoczne było jej wnikanie pomiędzy włókna protezy od strony warstwy zewnętrznej. Ziarnina z pojedynczymi naczyniami włosowatymi w warstwie wewnętrznej pojawiła się w protezie 3-tygodniowej w okolicy zespoleń dalszego.

W protezie funkcjonującej 16 dni w części warstwy wewnętrznej przylegającej do protezy pojawiły się komórki typu „około ciała obcego”.

Wiązki włókien kolagenowych tworzące warstwę wewnętrzną protezy widoczne były po raz pierwszy w protezie funkcjonującej 26 dni i tylko w okolicy zespoleń bliższego.

#### **Grupa III**

W drugim miesiącu w warstwie zewnętrznej pojawiła się młoda blizna, bogata we włókna kolagenowe, fibrocyty, fibroblasty, naczynia włosowate oraz limfocyty. W większości protez występowały też makrofagi ze złogami hemosyderyny. Tak wykształcona warstwa zewnętrzna obecna była we wszystkich starszych protezach. Wraz z upływem czasu tkanka łączna ulegała ogniskowo szkliwieniu, a także rozwarstwieniu.

Warstwę wewnętrzną stanowiły — tak jak w grupie poprzedniej — homogenne masy pokryte siecią włókna, z erytrocytami, płytkami krwi i makrofagami. Pomiedzy włóknami protezy obecne były homogenne masy, liczne komórki typu „około ciała obcego”, pojedyncze limfocyty, pojedyncze makrofagi i pojedyncze naczynia włosowate.

#### **Grupa IV i V**

Od około czwartego miesiąca powierzchnię wewnętrzną protezy w badanych miejscach pokrywała tkanka łączna, bogata we włókna kolagenowe, fibrocyty i fibroblasty. W niektórych protezach występowały naczynia włosowate, co potwierdził dodatni odczyn na obecność czynnika VIII.

Bardzo często na tak wykształconej powierzchni protezy obserwowano ogniskowe występowanie skrzepliny przyściennej. W starszych protezach tej grupy tkanka łączna warstwy wewnętrznej protezy ulegała ogniskowo szkliwieniu lub rozwarstwieniu. W 4 przypadkach w warstwie wewnętrznej występowały komórki typu „około ciała obcego”, jak również ziarnina. Pomiedzy włóknami protezy w tym okresie obecne były włókna kolagenowe i fibrocyty. Widoczne było ich wnikanie od strony warstwy zewnętrznej, przerastanie włókien protezy i dochodzenie do jej warstwy wewnętrznej. W warstwie zewnętrznej obecne były naczynia włosowate, które penetrowały poprzez włókna protezy w kierunku jej warstwy wewnętrznej.

W protezach funkcjonujących powyżej 2 lat tkanka łączna pomiędzy włóknami ulegała ogniskowo szkliwieniu.

and fibroblasts. In some of the grafts the capillary vessels were present, which was certified by a positive VIII factor test.

Very often on such formed graft surfaces, regional adhering thromboses were present. In older implants in this group the connective tissue covering the inner surface of the prosthesis was undergoing focal hyalinisation or dissection. In four cases the multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction and granulation tissue were present in the internal layer. In this period the collagen fibres and fibrocytes were present between the prosthesis fibres. Their infiltration from the outer layer, an outgrowth through the prosthesis fibres and reaching the internal layer, was visible. In the outside layer, fibres penetrating through the graft into the internal capillary vessels were present.

The connective tissue between the prosthesis fibres in the grafts patent for over two years was undergoing focal hyalinisation.

On the internal layer surface of prostheses, which had undergone catheter thrombectomy because of thrombosis, amorphous acidophilus masses comprising erythrocytes, leukocytes and lymphocytes were found.

In prostheses where the infection was diagnosed “in vivo”, especially in older ones, the adhering thrombus was present instead of the internal layer formed by the connective tissue. The external layer was not present either. The naked prosthesis fibres were visible. The prostheses without the internal and external covering layers in microscopic assessment looked as if they were falling apart, losing their structure, even if they looked undamaged in macroscopic assessment.

In two cases from the fifth group, irreversible occlusion of the prosthesis lumen was identified. The interior was filled up with connective tissue rich in collagen fibres, richly supplied with blood vessels, comprising very numerous multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction. The blood vessels present in the outer layer were penetrating through the prosthetic fibres and created a rich blood vessel net inside the graft.

In a few cases intramural haematomas located in the external layer or between the external layer and prosthesis wall were found. They caused the external layer dissection or its separation from the prosthesis. In one graft, calcium concretions in the external layer were observed.

## **Discussion**

Forty prostheses obtained after patients' death were examined. They had been functioning in the human body for a period starting from ten days to ten years. In the beginning, until the second week of its functioning, in macroscopic assessment of the graft, the outer surface looked like that of a non-implanted prosthesis. Initially, the interior of the implant was covered by the adhering thrombus. During this period it turned into an amorphous, acidophilus substance, covered by the fibrinous net with erythrocytes, lymphocytes and macrophages. On about

W protezach, które były udrażniane za pomocą cewnika z powodu zakrzepicy, obserwowano na powierzchni warstwy wewnętrznej bezpostaciowe masy kwasochłonne zawierające erytrocyty, leukocyty i limfocyty.

W protezach, w których przed zgonem rozpoznawano zakażenie, zwłaszcza w protezach starszych, nie obserwowano wykształconej warstwy wewnętrznej w postaci tkanki łącznej, obecna była natomiast skrzeplina przyścienna. Nie występowała również warstwa zewnętrzna. Widoczne były obnażone włókna protezy. Same protezy, pozbawione warstwy wewnętrznej lub zewnętrznej, w obrazie mikroskopowym wyglądały jakby „rozsypały się”, straciły swoją strukturę, mimo że makroskopowo wyglądały na protezy nieuszkodzone.

W dwóch przypadkach z grupy V doszło do całkowitego zarośnięcia światła protezy. Wnętrze wypełniała tkanka łączna bogata we włókna kolagenowe, obficie unaczyniona, zawierająca bardzo liczne komórki typu „około ciała obcego”. Naczynia obecne były w warstwie zewnętrznej, penetrowały przez włókna protezy i tworzyły bogatą sieć naczyniową w jej świetle.

W kilku przypadkach obserwowano krwiaki śródściennne w warstwie zewnętrznej lub na granicy warstwy zewnętrznej i protezy. Powodowały one rozwarstwienie samej warstwy zewnętrznej lub jej odwarstwienie od protezy. W jednej protezie w warstwie zewnętrznej obecne były złogi wapnia.

## Dyskusja

Badaniom poddano 40 protez pobranych od pacjentów po zgonie. Funkcjonowały one w organizmie człowieka od 2 dni do 10 lat. W początkowym okresie, do około drugiego tygodnia, powierzchnia zewnętrzna protezy nie różniła się w ocenie makroskopowej od powierzchni protezy niewszczepionej. Jej wnętrze pokrywała początkowo skrzeplina przyścienna. Przekształcała się ona w ciągu tego okresu w bezpostaciową substancję kwasochłonną, na której leżała sieć włókna z erytrocytami, limfocytami i makrofagami. W warstwie zewnętrznej i pomiędzy włóknami protezy około 9. dnia pojawiły się komórki typu „około ciała obcego”. We wszystkich starszych protezach, a więc tych, które funkcjonowały w organizmie człowieka powyżej 9 dni, komórki typu „około ciała obcego” były zawsze obecne w warstwie zewnętrznej. Świadczyło to o nieustającej reakcji ludzkiego organizmu na ciało obce, jakim jest proteza. Największe ich nagromadzenie obserwowano na granicy pomiędzy warstwą zewnętrzną a włóknami protezy. Na początku trzeciego tygodnia pojawiły się one również w warstwie wewnętrznej protezy, w tej części, która do niej przylega. W tym okresie w warstwie zewnętrznej i pomiędzy włóknami pojawiła się młoda ziarnina, głównie w okolicy zespoleń. Warstwę wewnętrzną stanowiły masy homogenne z siecią włókna oraz elementy morfotyczne krwi. Pod koniec drugiego miesiąca warstwy wewnętrzna i zewnętrzna ściśle przylegały do protezy. Warstwę zewnętrzną stanowiła gładka, lśniąca tkanka łączna. W mikroskopie widoczne było, że jest to młoda blizna, bogata we włókna kolagenowe, fibroblasty, fibro-

the ninth day after the implantation, multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction appeared in the exterior layer and between the prosthesis fibres. In all the older implants, which means in the ones functioning in the human body longer than nine days, these types of cells were always present in the exterior covering layer. This showed the constant reaction of the human organism against the foreign body, which was the implanted prosthesis. The largest number of these cells was observed between the outer layer and the prostheses fibres. From the beginning of the third week, these cells were found also in the part of the internal layer which was adjacent to the prosthesis wall. In that period young granulation tissue appeared in the external layer and between the fibres of the prostheses, mainly in the regions of anastomoses. The internal layer was made up of homogeneous masses together with the fibrinous net and morphologic blood elements. At the end of the second month, the internal and external layer closely adhered to the wall of the prosthesis. The external layer consisted of smooth, shiny connective tissue. In microscopic examination it was recognised as a young scar, rich in collagen fibres, fibroblasts, fibrocytes, capillary vessels, lymphocytes and macrophages with haemosiderin concretions. The internal layer was still built by homogeneous masses covered by the fibrinous net and morphologic blood elements. It was also possible to observe the infiltration of granulation tissue proceeding from the external layer through the prosthesis fibres. At this stage of Dallon prosthesis healing in humans is similar to the observations in the experimental study of Zimnoch conducted on dogs [10]. The next examined prostheses, patent for over five months, had significantly marked interior and exterior layers. These layers were very strongly adhering to the prosthesis fibres. In specimens used for microscopic examination the tree layer structure of the prosthesis was clearly visible. The pioneering studies of Bakey *et al.* on the knitted prostheses healing in humans showed their three-layer structure [11]. This was also confirmed in subsequent research by Warren *et al.* on 17 prostheses patent in the human body for 1 to 40 months [12], and by Berger *et al.*, who examined 23 prostheses functioning from 16 days to 11 years [13]. Also other long-term observations and experimental studies of the processes undergoing on the prosthesis surface during the healing, mainly in the animal models, confirmed these results [11, 14–19]. The internal surfaces of the prostheses were covered by connective tissue rich in collagen fibres, fibroblasts and fibrocytes. In a few prostheses capillary vessels were present in this layer. It seems that these vessels, according to the observation of Kogel *et al.* [20], penetrated from the outer layer, passing through the prosthesis fibres, but not reaching the prosthesis lumen and probably not communicating with it. In single cases capillary vessels were seen not further than the middle of the internal layer. Capillary vessels were not found on the border between the internal layer and the blood flow. This may explain why there was no evidence of epithelial cells or epithelium-like cells, that would be of the capillary vessels penetrating through the

cyty, naczynia włosowate, limfocyty oraz makrofagi ze złoгами hemosyderyny. Warstwę wewnętrzną w dalszym ciągu stanowiły masy homogenne pokryte siecią włókniaka oraz elementy morfotyczne krwi. Można też było zaobserwować, jak od strony warstwy zewnętrznej pomiędzy włókna protezy wnika ziarnina. Na tym etapie wgajania się protezy dallonowej u człowieka proces ten jest podobny do obserwowanego w doświadczeniu przeprowadzonym przez Zimnocha na psach [10]. Następne obserwowane protezy, funkcjonujące powyżej 5 miesięcy, miały już wyraźnie ukształtowaną warstwę wewnętrzną i zewnętrzną. Warstwy te były bardzo mocno zespolone z włóknami protezy. W preparatach mikroskopowych wyraźnie widoczna była trójwarstwowa budowa protezy. Pionierskie prace de Bakeya i wsp. nad wgajaniem się protez działanych u ludzi wykazały ich trójwarstwową budowę [11]. Potwierdzili to również Warren i wsp. w swoich późniejszych badaniach na 17 protezach funkcjonujących u ludzi w okresie 1–40 miesięcy [12], a także Berger i wsp., badając 23 protezy funkcjonujące od 16 dni do 11 lat [13]. Jest to również zgodne z wieloletnimi obserwacjami i doświadczeniami, przeprowadzanymi głównie na różnych zwierzętach doświadczalnych w celu zbadania procesów zachodzących na powierzchniach protezy w trakcie jej wgajania [11, 14–19]. Powierzchnię wewnętrzną protezy pokrywała tkanka łączna, bogata we włókna kolagenowe, fibroblasty i fibrocyty. W przypadku kilku protez w tej warstwie obecne były naczynia włosowate. Wydaje się, że penetrowały one, podobnie jak w obserwacji Kogela i wsp. [20], od strony warstwy zewnętrznej, przechodziły przez włókna protezy, ale nie dochodziły do jej światła i prawdopodobnie nie komunikowały się z nim. W pojedynczych przypadkach naczynia włosowate widoczne były najdalej do połowy grubości warstwy wewnętrznej. Nie obserwowano ich na granicy warstwy wewnętrznej protezy i strumienia krwi. To może tłumaczyć, dlaczego w protezach dallonowych funkcjonujących w organizmie człowieka nie obserwuje się na powierzchni wewnętrznej komórek śródbłonna czy komórek do nich podobnych, które pochodziłyby z mikronaczyń penetrujących przez ścianę protezy od strony warstwy zewnętrznej, jak to wykazał w swoich badaniach Kogel. Z czasem warstwa wewnętrzna protezy ulegała ogniskowemu szkliwieniu lub rozwarstwieniu. Podobne procesy zachodziły w warstwie zewnętrznej, przez co stawała się ona sztywniejsza niż w protezie wyjściowej. Jedynie w 4 przypadkach długo funkcjonujących protez w warstwie wewnętrznej obserwowano komórki typu „około ciała obcego”. Były one mniej lub bardziej liczne w warstwie zewnętrznej, pomiędzy włóknami protezy oraz na granicy protezy i warstwy wewnętrznej, natomiast w samej warstwie wewnętrznej występowały sporadycznie. Ich obecność nie była uzależniona od grubości warstwy wewnętrznej. Może to dowodzić, że na ciało obce reagują jedynie tkanki otaczające protezę, natomiast od strony strumienia krwi brak reakcji na ciało obce. Największe skupiska komórek typu „około ciała obcego” występowały wokół włókien protezy i pomiędzy nimi. W badanym materiale nie było ani jednej protezy funkcjonującej powyżej 9 dni, w której nie byłoby komórek typu „około

implant wall origin, on the inner surface of Dallon prostheses implanted in humans, as was shown in the research by Kogel. As the graft gets older, its internal layer undergoes focal hyalinisation or dissection. Similar processes were observed in the external layer, making the prosthesis more rigid than initially. Only in four cases of long-time patent prosthesis were multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction found in the inner layer. These cells were more or less numerous in the external layer, between the prosthesis fibres and on the border between the prosthesis and the internal layer, however in the internal layer they were found exceptionally. Their presence was not connected with the internal layer thickness. This may prove that only the tissues surrounding the prosthesis are reacting to the foreign body, while there is no reaction on the blood-stream side. The biggest concentrations of multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction were found around and between the prosthesis fibres. In the examined material, not even one prosthesis functioning for longer than nine days was found to be without these cells. In several-month-old implants the outer layer was finally shaped and there were no significant changes with time. It was built from connective tissue rich in collagen fibres, numerous capillary vessels and arteriole, the multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction, fibroblasts, fibrocytes, lymphocytes and macrophages with haemosiderin concretions. As the implants were getting older, the connective tissue underwent hyalinisation and dissection, however not in all the cases. In three grafts, in the external layer or between the external layer and the prosthesis, intramural haematomas were found, which appeared to be caused by small alimentary artery ruptures.

There was no internal connective tissue in the prostheses where the infection was clinically diagnosed, therefore adhering thromboses were found there. In these cases the naked implant fibres were visible on the outer surface. In every case where intense inflammation and adhering thromboses were found together, the prosthesis fibres were dissected and separated. There was no such destruction in cases without severe inflammation. There were two prostheses with complete occlusion. Their lumen was filled up with connective tissue well supplied by the blood vessels and rich in the multinucleated giant cells responsible for foreign body-type reaction.

When analysing the morphological images of implanted prostheses over time, we can say that the Dallon prosthesis healing process does not stop at a specific moment. It is a dynamic process of a continuous character that takes place mainly on the inner surface of the implant, no matter how long it is patent. We found a well-shaped connective tissue layer, adhering thromboses, homogeneous masses placed next to the prosthesis fibres and granulation tissue simultaneously in one implant. The granulation tissue is often visible between the prosthesis fibres. In single cases (the seven-month-old and eight-year-old prostheses) the granulation tissue was the only component forming the internal layer.

ciała obcego". W kilkumiesięcznych protezach warstwa zewnętrzna była już ostatecznie ukształtowana i z upływem czasu nie ulegała zasadniczym zmianom. Składała się na nią tkanka łączna bogata we włókna kolagenowe, liczne naczynia włosowate i tętniczki, komórki typu „około ciała obcego”, fibroblasty, fibrocyty, limfocyty oraz makrofagi ze złogami hemosyderyny. Wraz z wiekiem protezy tkanka łączna ulegała szkliwieniu lub rozwarstwieniu, chociaż nie we wszystkich przypadkach. W 3 protezach obserwowano w warstwie zewnętrznej lub na granicy tej warstwy i protezy krwiaki śródściennie, które powstały prawdopodobnie na skutek pęknięcia drobnych tętniczek odżywczych.

W protezach, w których klinicznie rozpoznawano zakażenie, nie występowała włóknista warstwa wewnętrzna, obecna była natomiast skrzeplina przyścienna. W takich przypadkach widoczne były również obnażone włókna protezy od strony zewnętrznej. We wszystkich protezach, w których widoczny był intensywny odczyn zapalny oraz przyścienna skrzeplina, włókna protezy ulegały rozwarstwieniu i separacji. Tam, gdzie procesy zapalne nie były widoczne, nie obserwowano takiej destrukcji protezy. Dwie protezy całkowicie zarosły. Ich światło wypełniała bogato unaczyniona tkanka łączna, zawierająca bardzo liczne komórki typu „około ciała obcego”.

Analizując obrazy morfologiczne protez w okresie ich funkcjonowania, można stwierdzić, że proces wgajania się protezy dallonowej nie jest procesem, który w pewnym określonym momencie ulega zakończeniu. Jest to ciągły, dynamiczny proces zachodzący przede wszystkim na powierzchni wewnętrznej protezy, bez względu na czas jej funkcjonowania. W jednej protezie jednocześnie obserwowano wykształconą warstwę włóknistą, skrzeplinę przyścienną, homogenne masy leżące bezpośrednio na włóknach protezy oraz ziarninę. Ziarnina jest tym elementem, który bardzo często był widoczny pomiędzy włóknami protezy. W pojedynczych przypadkach (w protezie 7-miesięcznej i 8-letniej) ziarnina była jedynym elementem tworzącym warstwę wewnętrzną.

Wyniki otrzymane z badań na materiale ludzkim pozwalają na odniesienie się do wyników otrzymanych w badaniach doświadczalnych na zwierzętach.

Istnieje zgodność co do trójwarstwowej budowy protezy dallonowej w materiale ludzkim i w badaniach na zwierzętach. Różnice pojawiają się przy porównywaniu budowy warstwy wewnętrznej. W badanym materiale na powierzchni wewnętrznej nie stwierdzono komórek śródbłonna lub komórek do nich podobnych. Warstwę tę w starszych protezach stanowi głównie tkanka łączna złożona z kolagenu, fibroblastów i fibrocytów. W nielicznych przypadkach w okolicy zespolenia obecne były komórki podobne do komórek śródbłonna. Berger i wsp. w swoich badaniach nad gojeniem się protezy naczyniowej u ludzi określił tę strefę jako „stożek wzrostu”, który powstaje z komórek tętnicy gospodarza i pokrywa maksymalnie odcinek protezy do 10 mm od linii szwów [13]. De Bakey stwierdził, że powierzchnia wewnętrzna protezy u człowieka jest bezkomórkowa, a substancją, która bezpośrednio styka się ze strumieniem krwi jest fibryna [11].

The results of our research conducted on humans allow us to enter into discussion with the outcome of studies on animal models.

There is conformity between the three-layer structure of dallon prosthesis in both the human and animal model. The differences appear when we try to compare the structures of the internal layer. In the examined material no endothelial cells or endothelium-like ones were found. In older implants this layer was built up mainly by connective tissue comprising collagen, fibroblasts and fibrocytes. In a very few cases there were found endothelium-like cells in the region of anastomoses. Berger *et al.* in their studies on the vascular prosthesis healing in humans called this zone the “growth cone”, that arises from the host cells and covers a maximum 10 mm section of the prosthesis starting from the suture line [13]. De Bakey stated that the inner surface of a vascular prosthesis in humans is non-cellular and it is the fibrin that has direct contact with the blood flow [11]. Formichi *et al.*, examining 73 PTFE prostheses obtained from the human body, found focal coverage by endothelium only in two cases [21]. In the experimental studies, most frequently on dogs, full coverage of the implant by endothelial cells was shown. This was the result of research by Jodczyk *et al.* with velour double-sided dallon prostheses [15]. Similar results were obtained by Zimnoch when he compared several types of dallon prostheses in experimental studies on dogs [10]. Clowes *et al.* demonstrated the complete prosthesis coverage with endothelial cells in monkeys and proved that these cells originate from transmural capillaries of the graft granulation tissue surrounding the graft [22]. So far, there is no proof of total implant coverage by endothelium cells in humans. Therefore there is agreement that it is not necessary for normal implant function.

During our own experimental investigations on rabbits, we stated different extents of coverage with endothelial-like cells and different shapes of the inner layers in PTFE vascular grafts, depending on the place of implantation (arterial or venous system) and blood flow parameters. When they were implanted into the arterial system, we found prostheses not completely covered with endothelial-like cells, even among animals with the longest follow-up [7].

## Conclusions

1. The internal layer of a vascular prosthesis in the human arterial system is not being covered by endothelium.
2. Despite the lack of endothelium, the prosthesis patency is preserved even after many years of functioning.
3. All the time during the implant's functioning in the human body, reparation and synthesis processes are continuing on both surfaces of the prosthesis.
4. The prosthesis infection has an influence on prosthesis fibre coil stability, causing its loosening.

Formichi i wsp., badając 73 protezy z politetrafluoroetylenu pobrane od człowieka, jedynie w dwóch przypadkach stwierdził ogniskowe pokrycie protezy śródbłonkiem [21]. W badaniach doświadczalnych, najczęściej u psów, wykazywano pełne pokrycie protezy komórkami śródbłonka. Taki obraz otrzymali Jodczyk i wsp., oceniając w swoich badaniach protezę dallonową dwustronnie welurową [15]. Podobne wyniki otrzymał Zimnoch, porównując kilka rodzajów protez dallonowych w doświadczeniu na psach [10].

Clowes i wsp. wykazali w badaniach na małpach pełne pokrycie protezy komórkami śródbłonka i udowodnili, że pochodzą one z przezściennych kapilar powstających w ziarninie otaczającej protezę [22]. Nie udowodniono dotychczas pełnego pokrycia komórkami śródbłonka protezy funkcjonującej w organizmie człowieka. Istnieje jednak zgodność co do tego, że nie są one niezbędne dla funkcjonowania protezy.

We własnych badaniach doświadczalnych autorzy stwierdzili: różny stopień pokrycia wnętrza protezy komórkami pseudośródbłonka oraz kształt warstwy pokrywającej wnętrze protezy u tego samego gatunku zwierząt (króliki), w zależności od miejsca wszczepienia protezy (układ żylny lub tętniczy) oraz parametrów przepływu krwi przez protezę wykonaną z politetrafluoroetylen (PTFE). W przypadku wszczepienia protezy w układ tętniczy nawet w grupach o najdłuższym czasie obserwacji stwierdzano przypadki niecałkowitego pokrycia wnętrza protezy komórkami śródbłonka [7].

## Wnioski

1. Warstwa wewnętrzna protezy w układzie naczyniowym człowieka nie pokrywa się komórkami śródbłonka.
2. Mimo braku śródbłonka, proteza zachowuje drożność, nawet w wieloletnim okresie funkcjonowania.
3. Przez cały czas funkcjonowania protezy w organizmie człowieka na jej obu powierzchniach zachodzą procesy wytwórcze i naprawcze.
4. Zakażenie protezy wpływa na stabilność splotu jej włókien, powodując jego rozluźnienie.

## Piśmiennictwo (References)

1. Al-Khaffaf H., Charlesworth D. *Albumin-coated vascular prostheses: A five-year follow up.* J. Vasc. Surg. 1996; 23: 686–690.
2. Noszczyk W. *Ocena właściwości złożonych protez naczyniowych (streszczenie rozprawy habilitacyjnej).* Probl. Tech. Med. 1972; III: 179–182.
3. Noszczyk W., Stryga W., Kopciński i wsp. *Przydatność protez Dallon do rekonstrukcji tętnic.* Polim. Med. 1981; XI: 55–64.

4. Powell R., Carruth J.A., Basson M.D. i wsp. *Matrix-specific effect of endothelial control of smooth muscle cell migration.* J. Vasc. Surg. 1996; 24: 51–57.
5. Stryga W. *Metody i wyniki leczenia późnych zakrzepów przeszczepów tętniczych spowodowanych zmianami włóknisto-mięśniowymi zespolenia naczyniowego.* Pol. Tyg. Lek. 1994; XLIX: 366–368.
6. Wesolowski S.A., Fries C.C., Karlson K.E. i wsp. *Porosity: primary determinant of ultimate fate of synthetic vascular grafts.* Surgery 1961; 50: 91–96.
7. Ziąja K., Błaszczyszński M., Żabski M. i wsp. *The influence of blood flow on neointimal formation in PTFE grafts in venous system.* W: Negus D., Coleridge-Smith P., Jantet G. (red.) *Phlebology '95.* Spriger-Verlag. Londyn 1995. *Phlebology 1995* (supl. 1); 78–80.
8. Majewski W., Biczysko W., Bręborowicz D. i wsp. *Wgajanie się protez tętniczych krajowej produkcji u chorych z aorto-biodrową niedrożnością tętnic.* Pol. Przegl. Chir. 1983; 55: 455–463.
9. Wasiutyński A., Kwiatkowski J., Wyhowski J. i wsp. *Ocena skaningowo-elektronowa wewnętrznej powierzchni protezy dakronowej w przeszczepach naczyniowych aortalno-udowych.* Pat. Pol. 1979; 30: 49–53.
10. Zimnoch L. *Badania morfologiczne zmian naprawczych w doświadczalnych przeszczepach poliestrowych tętnicy głównej.* Rozprawa na stopień doktora habilitowanego. Wydawnictwo Uczelniane Akademii Medycznej w Białymstoku, Białystok 1993.
11. De Bakey M., Jordan G.L., Abbott J.P. i wsp. *The fate of dacron vascular grafts.* Arch. Surg. 1964; 89: 757–782.
12. Warren R., Harry M.D., Mc Combs L. *Morphologic studies on plastic arterial prostheses in humans.* Ann. Surg. 1965; 161: 73–82.
13. Berger K., Sauvage L.R., Rao A.M. i wsp. *Healing of arterial prostheses in man: Its incompleteness.* Ann Surg. 1972; 175: 118–127.
14. Filipiak K., Parafiniuk W., Szumiłowicz G. i wsp. *Badania doświadczalne i kliniczne nad dzianymi protezami dwustronnie welurowymi produkcji krajowej.* Pol. Tyg. Lek. 1988; XLIII: 768–770.
15. Jodczyk K.J., Dąbrowski A. *Proces wgajania się protez naczyniowych dwustronnie welurowych typu Dallon w tętnicy brzusznej psów.* Polim. Med. 1987; XVII: 29–41.
16. Nielubowicz J., Marzinek B., Nowostawski A. *Odległe wyniki badań doświadczalnych wgajania się protez naczyniowych produkcji krajowej.* Pol. Przegl. Chir. 1966; XXXVIII: 433–437.
17. Piskorz A., Majewski W., Bręborowicz D. i wsp. *Ocena doświadczalna i kliniczna dzianych poliestrowych protez naczyniowych „Dallon”.* Pol. Przegl. Chir. 1977; 49: 523–529.
18. Sottirai V.S., Batson R.C. *Role of myofibroblasts in pseudointima formation.* Surgery 1983; 94: 792–801.
19. Zimnoch L., Głowiński S., Andrzejewska A. i wsp. *Porównanie procesów wgajania się protez naczyniowych DALLON-standard i DALLON-dwustronny welur.* Polim. Med. 1992; XXII: 43–61.
20. Kogel H., Amselgruber W., Frosch D. i wsp. *New techniques of analyzing the healing process of artificial vascular grafts, transmural vascularization and endothelialization.* Res. Exp. Med. 1989; 189: 61–68.
21. Formichi M.J., Guidoin R.G., Jausseran J.-M. i wsp. *Expanded PTFE prostheses as arterial substitutes in humans: Late pathological findings in 73 excised grafts.* Ann. Vasc. Surg. 1988; 1: 14–27.
22. Clowes A.W., Kirkman T.R., Reidy M.A. *Mechanisms of arterial graft healing. Rapid transmural capillary ingrowth provides a source of intimal endothelium and smooth muscle in porous PTFE prostheses.* Am. J. Pathol. 1986; 123: 220–230.

### Adres do korespondencji (Address for correspondence):

dr med. Marek Błaszczyszński  
Katedra i Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyń Ślaskiej AM  
ul. Ziołowa 45/47  
40–635 Katowice