

Asinsvadu protēzes

Andrejs Lukyanchikovs, *Riga Technical University*, Viktoriya Kantsevicha, *Riga Technical University*

Kopsavilkums. Starp mūsu planētas iedzīvotājiem visplašāk izplātītā slimība ir asinsvadu ateroskleroze, tās rezultātā notiek asinsvadu sašaurināšanās un asins plūsmas caurlaidības pazemināšanās. Pacientu dzīves kvalitāte pazeminās, jo organisma audi saņem mazāk skābekļa un barības vielu. Tāpēc daļai pacientu tiek veiktas asinsvadu rekonstruktīvās operācijas, lai aizvietotu patoloģiski izmainītus vai iedzimtus šīs sistēmas segmentus. Klīniskās operācijām visbiežāk izmanto sintētiskās asinsvadu protēzes. Pēdējo gadu izgudrojumi šajā jomā ir pietiekami daudzveidīgi: piemēram, tiek piedāvātas asinsvadu protēzes ar trīsslāņu sienīņu struktūru, kas nodrošina protēzei noturīgu formu un gludu iekšējo virsmu. Tomēr šāda tipa protēzes ir cietas, tās grūti saspīest, bet tās struktūra izslēdz materiāla grodošanos. Galējais protēzes diametrs tiek veidots termofiksācijas procesā. Citā izgudrojumā tiek ieteikts veidot protēzes ārējo karkasu, kurā piestiprina speciālu ieliktnīti. Savukārt vienā no izgudrojumiem tiek piedāvāta tāda implanta sienīņas struktūra, kas krasi atšķiras no jau minētajām un praksē izmantojamām protēzēm. Šī inovatīvā pulsēspējīgā protēze var ilgstoši nodrošināt rekonstruēto asinsvadu sistēmas fizioloģiskas īpašības.

Atslēgas vārdi: asinsvadu protēze, ateroskleroze, pinuma raksts, rekonstruktīvās operācijas, sienīņu struktūra

I. IEVADS

Mūsdienās ar sirds un asinsvadu slimībām sirgst gandrīz puse planētas iedzīvotāju. Vairuma gadījumā šīs kaites ir ļoti bīstamas un viltīgas. Viltīgas tāpēc, ka ilgu laiku tās ir maz pamanāmas: cilvēks ne uzreiz jūt sirds raidītos trauksmes signālus. Bet bīstamas šīs slimības ar to, ka pamazām attīstoties, tās sagrauj visu organismu: sāk "buktēt" ne tikai sirds un asinsvadu, bet arī elpošanas sistēma, tiek izbalansēta vielmaiņa, pasliktinās redze, paaugstinās holesterīna līmenis u.t.t.

Tiek uzskatīts, ka iekšējā sprieguma nobīde asinsvadu sistēmā izraisa aterosklerozi, kas ir viena no visplašāk izplātītām sirds un asinsvadu slimībām, tā veicina lipīdu nogulsnešanos asinsvadu iekšējā slānī un saistaudu savairošanos to sienīnās. Rezultātā asinsvadi sašaurinās, pazeminās asins plūsmas caurlaidība, bet audi saņem mazāk skābekļa un barības vielu, pacienta dzīves kvalitāte pazeminās. Šī slimība var rasties jebkurā vecumā, bet organismam novecojot aterosklerozes bojājumu biežums pieaug. Notiek ne tikai tauku un holesterīna nogulsnešanos, bet paaugstinās arteriālais asins spiediens, pasliktinās arī sirds, galvas smadzeņu, nieru un citu dzīvības procesam svarīgu orgānu apasiņošana. Bet cilvēks ilgu laiku nejūt asinsvadu stāvokļa pārmaiņas. Bez tam pēdējie Stenfordas universitātes zinātnieku atklājumi liecina, ka arī dusmas un naidis iznīcinoši iedarbojas uz sirds un asinsvadu sistēmu. Tāpēc negatīvas emocijas tiek uzskatītas kā infarkta un insulta riska faktors, ko

pielīdzina paaugstinātam holesterīnam asinīs un augstam arteriālam spiedienam. Arī ilgstošas bailes, uzbudinājums un skaudība izraisa muskuļu spriedzi, kas noslēdz asinsvadus, pārtrauc audu barošanu un rada asinsvadu spazmas.

II. PROBLĒMAS AKTUALITĀTE

Pasaulē aterosklerotisko patoloģiju ārstēšanas pieredze uzkrāta ļoti liela, bet tomēr saslimušo skaits ar katru gadu tikai pieaug. Lai noturētu pacienta pašsajūtu puslīdz normālā līmenī, uzsāk palielināt ārsta izrakstīto zāļu devu, bet virknei no tām piemīt nevēlami blakusefekti. Tāpēc daļai pacientu tiek veiktas asinsvadu rekonstruktīvās operācijas, lai aizvietotu patoloģiski izmainītus vai iedzimtus šīs sistēmas segmentus ar sintētiskām asinsvadu protēzēm.

2008. gadā Latvijā sirds un lielo asinsvadu rentgenogrāfiskos izmeklējumus veica 7662 pacientiem, bet 2009. gada pirmajā pusgadā šo izmeklējumu skaits pieauga tuvu 4100.

III. PROTĒŽU SIENĪŅU STRUKTŪRA

Šodien klīniskās implantējamām asinsvadu protēzēm, kuras pārsvarā izgatavo ASV uzņēmumos no dažādiem materiāliem, ir ļoti atšķirīgas sienīņu struktūras. Šajā jomā arī patentēto izgudrojumu skaits ASV ir pietiekami plašs.

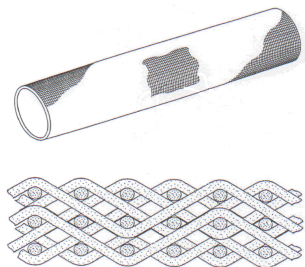
Piemēram, austa asinsvadu protēze [1] izstrādāta kā dobs materiāls. Šīs protēzes sienīņu struktūra ir pietiekami cieta ar noturīgu formu, tai ir gluda iekšējā virsma, kas, kā uzskata izgudrotāji, veicina labu hemodinamiku, nodrošinot labu asins plūsmu. Viņi par ideālu uzskata tādu protēzi, kas ir pietiekoši stipra un noturīga pret iekšējo spiedienu, bet šādam materiālam tiek izmantots papildus stiprinājums radiālā virzienā un speciāla apdare (gofrēšana) vai armējoši pavedieni.

Šādu asinsvadu protēzi var veidot no dažādiem tekstilmateriāliem, izmantojot trīs savstarpēji sapītu slāņu pinuma rakstu (sk. 1. attēlu). Pinuma raksts nodrošina protēzes slāņu neatdalīšanos, sienīņu stiprību un radiālu noturību.

Atbilstoši izmantotajiem šķiedru materiāliem iegūst dažādu sienīņu porainību. Savukārt porainība ietekmē sienīņu caurlaidību un bioloģisko audu cauraugšanu.

Autori uzskata, ka ārējo protēzes slāni labāk veidot no teksturētiem vai citiem šķiedru materiāliem, kas veicina pavedienu saķeršanos. Vidējo slāni ieteicams veidot no viegli kustošiem pavedieniem, kas nodrošina protēzes galu neirstamību. Iekšējā slāņa struktūrā labāk izmantot bioinertus šķēru pavedienus, tas veicina normālu protēzes iedzīvošanos organismā un spēju ilgstoši darboties. Šāda protēzes sienīņu struktūra nodrošina asins necaurlaidību, palielinātu sienīņu biezumu (0,5 mm līdz 1,25 mm, salīdzinot ar jau zināmām

protēzēm - 0,25 mm līdz 0,50 mm) un radiālo noturību. Bez tam šāds izejmateriālu kopums neļauj protēzei grodoties un saspīsties. Tomēr šīs struktūras protēzēm ir neliela elastība ass un radiālā virziena, lokanība un citas deformatīvās īpašības.



1. att. Austa asinsvadu protēze un tās sienīņu struktūra

Šo protēžu izgatavošanai nav nepieciešama gofrēšana vai armēšana, kas ietekmē asins plūsmu liela diametra protēzēs, bet maza diametra implantos situācija ir cita. Piedāvātās protēzes ļauj izstrādāt maza diametra asinsvadu implantus ar gludu iekšējo virsmu. Piemēram, protēzes izgatavošanai šķēru sistēmā var izmantot teksturētus poliesteru ($T = 5,5$ tex no 48 filamentiem) un *lycras* pavedienus ($T = 15,6$ tex). Ārējo un iekšējo protēzes slāņus veido tikai teksturētie poliesteru pavedieni, bet vidējo slāni veido ar šādu šķēru attiecību: 2 teksturētie poliesteru un 1 *lycras* pavediens. Audos izmanto divgalīgus teksturētus poliesteru pavedienus ($T = 5,5$ tex – 48 filamentiem).

Pavedienu pinuma raksts un vidējā slānī izmantotais katrs trešais *lycras* šķēra pavediens pēc termiskās protēzes apstrādes veido velūra klājumu tās ārējā slānī. Šķēru blīvums protēzē poliesteru pavedieniem $P_{sp} = 64$ pav/cm, bet *lycras* pavedieniem $P_{sl} = 8$ pav/cm. Audu pavedienu blīvums $P_a = 64$ pav/cm. Asinsvadu protēzes ar šādu sienīņu struktūru var izstrādāt tikai no teksturētiem poliesteru pavedieniem.

Noaustās protēzes tiek mazgātas siltā ūdenī ar mazgāšanas līdzekļiem pie $65^{\circ}C$, kur sarūk to izmēri un tiek likvidēti uzkrātie spriegumi. Galējais protēzes diametrs veidojas termofiksācijas procesā uz stienīša, kura diametrs ir par 5 - 15 % mazāks par protēzes diametru. Termofiksāciju veic 5 - 10 minūtes autoklāvā pie $121^{\circ}C$, vai konvekcijas krāsnī 10 - 30 minūtes pie $121 - 204^{\circ}C$.

Citā izgudrojumā [2] - implantējamu asinsvadu protēzi paredzēts izgatavot kā mīkstu dobu karkasu un ieliktni. Šis ieliktnis stiprinās karkasa iekšpusē un izpilda barjeras lomu, lai izslēgtu šķidruma izsūkšanos caur protēzes sienīņām. Ieliktnis izgatavots no mikroporaina polimēra. Izgudrojums ietver gan tekstila, gan polimēra materiāla priekšrocības.

Kopumā tekstila asinsvadu protēžu priekšrocība ir šī materiāla porainība, ko nosaka izstrādājuma blīvums. Porainībai jābūt sabalansētai, lai protēze labāk ieaugtu dzīvā organismā ar mazāku riska pakāpi.

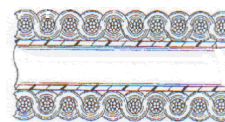
Protēze var būt pārklāta ar kolagēna vai želatīna apvalku, kas ar laiku organismā izšķīst. Tiek izskatīta sakarība starp

protēzes porainību un ieliktnīša spēju nodrošināt sienīņu caurlaidību.

Lai protēze negrodotos un arī nepārplīstu izmanto materiāla armēšanu, nostiprinot tā struktūru ar papildus pavedieniem, gredzeniem, lentām vai saitēm. Papildus stiprinājumam ir arī negatīvie rādītāji, tas samazina protēzes spēju deformēties radiālā un ass virzienā, jo palielinās tās cietība. Šis faktors samazina asins gultnes (lumenes) izmērus un protēzes iespējas izpildīt dabīgā asinsvada funkcijas. Bez tam, protēzes stiprinājumam tiek izmantoti cietas strukturētas materiāli, kuros dzīvie audi nespēj sekmīgi ieaugt un dažos gadījumos tas var izsaukt audu eroziju. Protēzes deformēšanās spējas (ass virziena), atspērīguma palielināšanos un dobas formas stabilitāti tiek piedāvāts risināt ar implantu gofrēšanu. Bet gofrējums protēzē veido hemodinamisku asins plūsmas turbulenci. Šī turbulence ietekmē asins plūsmas ātrumu, bet gofru izciļņu vietās var veidoties trombi un asins nogulsņējumi uz protēzes sienīņām.

Pie šodien klīnikās izmantojamo asinsvadu protēžu trūkuma pieder arī šuvju vietu nestabilitāte (asinsvada un protēzes savienojumos – anastomozēs), protēzi ir sarežģīti piešūt pie dzīva asinsvada, jo tās gali ir irdeni. Šādas savienojuma vietas var būt asins caurlaidīgas.

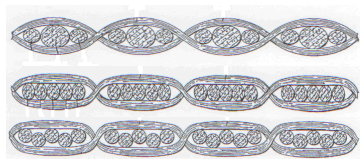
Kā alternatīva praksē izmantojamām protēzēm tiek piedāvāta arī politetraforetilēna mikroporaina caurulīte, bet tās stiprība un padevīgums neatbilst asinsvadu kritērijiem. Bez tam šajā caurulītē sliktāk ieaug dzīvie audi. Šajā izgudrojumā tiek piedāvāta austa, adīta vai pīta protēze, kura sastāv no ārējā karkasa ar pietiekama izmēra porām, lai nodrošinātu implanta ieaugšanu. Karkasa iekšpusē tiek piestiprināts antitrombogēna polimēra (politetraforetilēna, poliuretāna, silikona vai poliesteru) necaurlaidīgs ieliktnis ar sienīņu biezumu no 10 līdz 50 mikroniem (sk. 2. attēlu). Šim hermētiskajam ieliktnim jānodrošina normāla asins plūsma un jāizslēdz asins izplūdums caur protēzes sienīņām. Šo protēzi izgatavo, ieliktni sakausējot vai salīmējot ar tās karkasu. Protēzes ārējo apvalku veido šķēru velūrs. Protēzes karkasu veido no biosaderīgiem, un biodegradējošiem tekstila pavedieniem. Protēzes izgatavošanas etapi: uz stienīša uztin polimēra materiālu, uzvelk karkasu, stieni uzsilda līdz polimērs sakūst ar karkasu un sistēmu atdzesē.



2. att. Asinsvadu protēzes struktūra ar necaurlaidīgu ieliktni

Nākošajā izgudrojumā [3] austa asinsvadu protēze paredzēta stentam, tā var sastāvēt no kompleksiem šķēru pavedieniem (kūlītī var būt no 2 līdz 5 mono pavedieniem). Mono pavedieni var būt izvietoti vienā līmenī vai savstarpēji nobīdīti - bet bez groduma. Protēze ir ar noturīgu formu, nodrošina normālu asins plūsmu un asins necaurlaidību pie liela spiediena. Piedāvātās struktūras protēzes var veidot ar auduma malu savienojumu (sašujot vai sakausējot), vai izstrādājot kā dobu materiālu. Šķēru pavedienu izvietojums

vienā līmenī maksimāli samazina attālumus starp audu pavedieniem, nodrošinot sienu necaurīdību, stiprību un stabilu protēzes formu (sk. 3. attēlu).



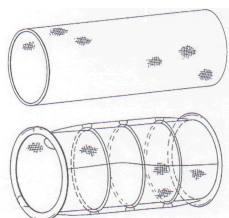
3. att. Šķēru pavedieni izvietoti vienā līmenī

Ja šķēri savstarpēji nobīdīti (sk. 4. attēlu), tad minētās īpašības pasliktinās.

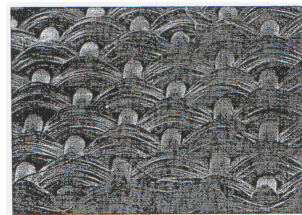
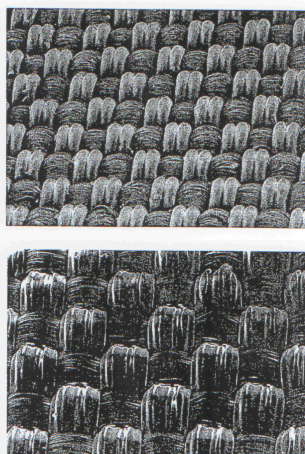


4. att. Šķēru pavedienu izvietojums ar savstarpēju nobīdi

Šķēros un audos var izmantot poliestera pavedienus (tie ir netoksiski, pietiekami stipri, ķīmiski inerti), polietilena tereftalata, polibutilēna tereftalata vai sopolimērus un kompozītos šķiedru materiālus. Protēzes struktūru var veidot ar audekla, safrā, krepa vai saržas pinuma rakstu, bet prioritārs ir audekla pinuma raksts, jo tas ļauj izveidot protēzes ar lielu stiprību un mazu sienu biezumu. Šo protēžu sienu caurlaidība ir 500 ml/min/cm², sienu biezums 150 μm. Protēzi izmanto kopā ar stentu, ko izgatavo no titāna un niķeļa sakausējuma pavedieniem - stieplēm, piestiprinot atsevišķās vietās pie stenta (sk. 5. attēlu).



5. att. Augšā - vaskulārās austeras dobas protēzes shēma, bet zemāk stents, kurā izvieto asinsvadu protēzi



6. att. Protēzes sienu virsma ar dažādu šķēru pavedienu skaitu kūlīti

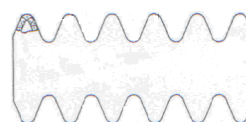
Ieteicams austo protēzi veidot ar audekla pinuma rakstu. Šķēru pavedienus kārtu kūlītī, kas var sastāvēt no 2 līdz 5 monopavedieniem bez groduma (polietilēntereftalata pavedieni ar lineāro blīvumu $T = 1,8 \text{ tex}$, $T = 6,7 \text{ tex}$, vai $T = 5,0 \text{ tex}$ (sk. 6. attēlu)). Audos izmanto polietilēntereftalata pavedienu kūlīti ar grodumu, kas sastāv no 170 monofilamentiem. Audu lineārais blīvums $T = 9,4 \text{ tex}$ ($K = 200 \text{ gr/m}$).

Un vēl viens pēdējo gadu izgudrojums [4]: "Austa, lokana, ar plānu sienu asinsvadu protēze". Šo protēzi var implantēt ar speciālas sistēmas - katetra palīdzību, tās sienu biezums nepārsniedz 0,16 mm (sk. 7. attēlu). Protēzei visā garumā izveidotas gofras ar nelielu amplitūdu, kas samazina trombu un plakņu formēšanas iespējas (izgudrotāju viedoklis).

Šīs protēzes implantēšanu var veikt ar mūsdienīgu ķirurģiski uzlabotu procedūru, izmantojot endoskopijas iekārtas. Šī sistēma atsevišķos gadījumos ļauj aizvadīt protēzi radiāli saspiestā veidā pa asinsvada lumeni līdz patoloģiski izmainītai vietai ar doba katetra palīdzību.

Tradicionāli asinsvadu implantu sienu biezums svārstās no 0,25 līdz 0,75 mm, tas neļauj šādas protēzes implantēt ar katetra palīdzību un tās nav saskatāmas fluoroskopā.

Lai izpildītu asinsvada fizioloģiskās īpašības un uzturētu tā formu, nodrošinot normālu asins rīti, asinsvadu protēzēm jābūt deformēties spējīgām ass un radiālā virzienā.



7. att. Austa asinsvadu protēze ar plānu un gofrētu sienu

Atšķirībā no citiem izgudrojumiem, šinī gadījumā tiek piedāvāts austs asinsvadu implants ar nelielu sienu biezumu un samazinātu gofru amplitūdu. Protēzes tiek izstrādātas ar audekla pinuma rakstu, kas veido gludu sienu virsmu, izmantojot poliestera pavedienus ar lineāro blīvumu $T = 5,5 \text{ tex}$. Šķēru blīvums protēzē $P_s = 75,2 \text{ pav/cm}$, audu blīvums $P_a = 35,2 \text{ pav/cm}$. Izgatavoto protēzi termostabilizē, vienlaicīgi veidojot arī gofras. Maksimālo gofru skaitu protēzei aprēķina, izmantojot vienādojumu (sk. 1. formulu), kur C – gofru skaits vienā centimetrā, T – protēzes sienu biezums.

$$C = [2(T \div 10)]^{-1} = 1 / 2T \div 10 \quad (1)$$

Implanta ieaugšanas novērošanai izmanto radio viļņu, vai rengena staru necaurīdīgu pavadīšanu - marķieri, kas ļauj ķirurgam noteikt protēzes pozicionēšanos. Šis pavadīšanas var būt no nerūsējošā tērauda, titāna, vai polimēra ar speciālu pildījumu, vai pārklājumu. Izgudrojumu piedāvā arī asinsvadu protēzēm ar atzariem.

Autori uzskata, ka gofras ar samazinātu amplitūdu pozitīvi ietekmē turbulences pazemināšanu asinsvada lumenā.

IV. PULSĒT SPĒJĪGA ASINSVADU PROTĒZE

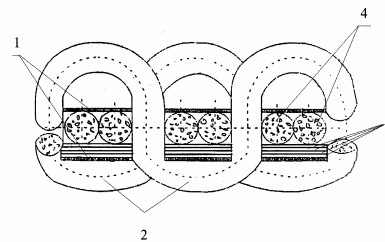
Visos augstāk minētajos izgudrojumos aterosklerozes patoloģijas ārstēšanai tiek piedāvātas protēzes ar ļoti atšķirīgu sienīņu struktūru, bet neviens no autriem neapgalvo par protēzes spējām ilgstoši piegādāt visiem ķermeņa orgāniem skābekli un barības vielas, ko pacients uzņem ar uzturu.

Savukārt, izgudrojumā [5] šī problēma tiek atrisināta, radot pulsēt spējīgu asinsvadu protēzi (sk. 8. attēlu).



8. att. Pulsēt spējīgas asinsvadu protēze

Šīs protēzes sienīņu struktūru (sk. 9. attēlu) veido: 1 – poliuretāna šķēri; 2 – poliestera šķēri; 3 – poliuretāna audi; 4 – poliestera audi.



9. att. Pulsēt spējīgas asinsvadu protēzes sienīņas griezumā

V. SECINĀJUMI

Ir radīta inovatīvas struktūras pulsēt spējīga asinsvadu protēze, kas ilgstoši nodrošina asinsvadu sistēmas fizioloģiskās īpašības un pilnībā atjauno rekonstruēto “dzīves upi” un hemodinamiku.

LITERATŪRAS SARAKSTS

- 1.Schmitt, P. J. Solid woven tubular prosthesis. US Pat. 5,913,894, 1999.
- 2.Schmitt, P. J. Implantable tubular prosthesis. US Pat. 6,814,753 B2, 2004.
- 3.Takahashi, Y. et al. Woven tubing for stent type blood vascular prosthesis and stent type blood vascular prosthesis using the tubing. US Pat. 7,063,721 B2, 2006.
- 4.Schmitt, P. J., Nunez, J. F. Thinly woven flexible graft. US Pat. RE40,404 E, 2008.
- 5.Kantsevicha, V., et al. Arterial prosthesis. US Pat. 6,709,467, 2007.

Andrejs Lukvanchikovs. Chief researcher of Riga Technical University. Scientific degree: Dr. sc. ing. (1998, H-11, RTU).

Research direction: blood vessels prosthesis manufacturing and properties research.

E-mail: Andrejs.Lukvanchikovs@rtu.lv

Viktorija Kancevicha. Professor of Riga Technical University.

Scientific degree: Dr. habil. sc. ing. (1994, H-11, RTU).

Research direction: blood vessels prosthesis manufacturing and properties research.

E-mail: Viktorija.Kancevicha@rtu.lv

Andrejs Lukvanchikovs, Viktorija Kancevicha. Blood vessel prostheses

One of the most widespread illnesses on our planet is the atherosclerosis of blood vessels therefore there is a pathological narrowing the channel of a vessel and as consequence, infringement of a blood-groove. Bodies start to receive less than necessary nutrients, receipt of oxygen decreases. The state of health of the person worsens, quality of its life decreases. For this reason to many patients do reconstructive operation of blood vessels to replace pathologically changed and pathologically congenital segments of system. For carrying out of clinical operations more often use synthetic blood vessels prosthesis manufactured in the USA. Inventions of last years in this area are various enough. For example, blood vessels prosthesis with three-layer structure of a wall that provides to it the steady form and a smooth internal surface is offered. Thus, these blood vessels prosthesis firm enough and badly are exposed to compression, but their structure excludes twisting a material. Final diameter of an blood vessels prosthesis is formed as a result thermo-fixation. In other invention is offered to create an external skeleton into which then directly tubular blood vessels prosthesis is inserted. Last carries out a barrier role and excludes penetration of a liquid through prosthesis walls. Besides it, the blood vessels prosthesis is reinforced by additional ends, tapes or other materials, that negatively influences deformation properties of a product. It is offered also woven blood vessels prosthesis from bunches of warp ends of a basis which number in a bunch can change from 2 up to 5. Warp ends in a bunch can be located across at one level, and can be shifted concerning a horizontal axis – are located with displacement. The structure of artificial limbs of blood vessels can be formed by means of plain, satin, crepe or twill interlacings. Some researchers suggest to make thin-walled blood vessels prosthesis with low amplitude goffering. Such blood vessels prosthesis are implanted by means of catheter. It was easier to observe process of ingrowing of blood vessels prosthesis during the rehabilitation period, into its walls insert special warp ends, not transparent for X-rays. Them make of the titan, stainless steel or polymer. Such structure of blood vessels prosthesis considerably increases their rigidity. One of the inventions described in this paper offers a woven prosthesis with an innovative structure of the wall, capable for a long time to provide normal hemodynamics of the reconstructed blood system.

Андрей Лукьянчиков, Виктория Канцевича. Протезы кровеносных сосудов

Атеросклероз кровеносных сосудов является одним из наиболее распространенных заболеваний на планете. В результате болезни происходит патологическое сужение канала сосуда и, как следствие, нарушение нормального кровотока. Органы и ткани человеческого организма начинают недополучать необходимые питательные вещества. Снижается поступление кислорода. Ухудшается самочувствие человека, снижается качество его жизни. В таком случае пациентам, как правило, делают реконструктивную операцию кровеносных сосудов, чтобы заменить патологически измененные сегменты кровеносной системы. Для проведения клинических операций чаще всего используют синтетические протезы. Изобретения последних лет в этой области достаточно разнообразны. Например, предлагается протез, имеющий трехслойную структуру стенки, что обеспечивает импланту устойчивую упругую форму и гладкую внутреннюю поверхность. При этом, такие протезы - достаточно твердые и плохо подвергаются радиальному сжатию. Вместе с тем, их структура предотвращает возможность нежелательного скручивания. Окончательный диаметр протеза, или калибр, формируется в результате процесса термофиксации. В другом изобретении предлагается отдельно изготавливать внешний каркас импланта, в

который затем вставляется непосредственно трубчатый протез. Последний выполняет барьерную роль и исключает проникновение жидкости через стенки импланта. Помимо этого, протез армируется дополнительными нитями, лентами или другими материалами, что негативно влияет на деформационные свойства изделия. Предлагается также ткать протезы из пучков нитей основы, число которых в пучке может колебаться от 2 до 5. Нити основы в пучке могут быть расположены по горизонтали на одном уровне, а могут быть сдвинуты относительно горизонтальной оси – расположены со смещением. Структуру протезов кровеносных сосудов можно формировать при помощи полотняного, сатинового, крепового или саржевого переплетений. Некоторые исследователи предлагают изготавливать тонкостенные протезы кровеносных сосудов с малоамплитудным гофрированием. Такие протезы имплантируются при помощи специального катетера. Для того, чтобы в ходе реабилитационного периода легче было наблюдать динамику процесса врастания протеза, в его стенках находятся специальные нити, не прозрачные для рентгеновских лучей. Их изготавливают из титана, нержавеющей стали или полимера с наполнителем. Такая структура протезов значительно увеличивает их жесткость. Одно из изобретений, описываемых в данной работе, предлагает пульсирующий тканый протез с инновационной структурой стенки, способный в течении длительного времени обеспечивать нормальный гемодинамический процесс в реконструированной кровеносной системе.