



Andžela ŠEŠOK

DIRBTINIŲ ORGANŲ PROJEKTAVIMAS

Projekto kodas
VP1-2.2-ŠMM 07-K-01-023

Studijų programų atnaujinimas
pagal ES reikalavimus, gerinant
studijų kokybę ir taikant
inovatyvius studijų metodus

Vilnius „Technika“ 2012

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Andžela ŠEŠOK

DIRBTINIŲ ORGANŲ PROJEKTAVIMAS

Mokomoji knyga



Vilnius „Technika“ 2012

A. Šešok. Dirbtinių organų projektavimas: mokomoji knyga. Vilnius: Technika, 2012, 93 p. [3,10 aut. l. 2012 07 05]

Knygoje pateikiami pagrindiniai dirbtinių organų kūrimo aspektai, jų medžiagų parinkimo reikalavimai. Pateikiami dirbtinės širdies, dirbtinio inksto ir kitų dirbtinių organų konstrukcijos ir veikimo principų aprašymai.

Leidiny s skirtas universitetinių pirmosios pakopos studijų studentams, studijuojantiems biomechanikos inžineriją, mediciną ir kitų sričių studentams.

Leidinį rekomendavo Mechanikos fakulteto studijų komitetas

Recenzavo: dr. doc. Vytautas Striška, Mechanikos fakulteto Mašinų gamybos katedra

dr. Juozas Vincas Astrauskas, Mechanikos fakulteto Biomechanikos katedra

Leidiny s parengtas ir išleistas už Europos struktūrinių fondų lėšas, jomis finansuojant VGTU Transporto inžinerijos, Biomechanikos ir Aviacinės mechanikos inžinerijos projektą „Studijų programų atnaujinimas pagal ES reikalavimus, gerinant studijų kokybę ir taikant inovatyvius studijų metodus“ pagal Lietuvos 2007–2013 m. Žmoniškųjų išteklių veiksmų programos 2 prioriteto „Mokymasis visą gyvenimą“ VP1-2.2-ŠMM-07-K priemonę „Studijų kokybės gerinimas, tarptautiškumo didinimas“. Projekto kodas Nr. VP1-2.2-ŠMM 07-K-01-023, finansavimo ir administravimo sutartis Nr. VP1-2.2-ŠMM-07-K-01-023.

VGTU leidyklos TECHNIKA 1357-S mokomosios
metodinės literatūros knyga

<http://leidykla.vgtu.lt>

Redaktorė *Jūratė Balčiūnienė*
Maketuotoja *Daiva Šepetauskaitė*

eISBN 978-609-457-240-1
doi:10.3846/1357-S

© Andžela Šešok, 2012

© Vilniaus Gedimino technikos universitetas, 2012

TURINYS

Ivadas	4
1. Audinių ir organų transplantacija.....	5
2. Dirbtinė širdis.....	9
2.1. Dirbtinės širdies projektavimo ypatumai	11
2.2. Kraujo siurblių konstrukcijos ir medžiagos	17
2.3. Dirbtinės širdies pavaros.....	23
2.4. Dirbtinės širdies valdymas.....	27
2.5. Maitinimo šaltiniai. Elektrinės energijos perdavimas	30
3. Pagalbinė kraujotaka	31
3.1. Kontrapulsacijos metodai.....	31
3.2. Dirbtiniai širdies skilveliai.....	37
3.3. Stentai	39
4. Implantuojamas elektrokardiostimuliatorius (EKS)	41
4.1. Elektrokardiostimuliacija.....	42
4.2. Elektrokardiostimuliatorius.....	45
4.3. Laidai-elektrodai ir jų kontaktas su organizmo audiniais	46
4.4. Stimuliatoriaus energijos šaltinis	51
5. Dirbtiniai širdies vožtuvai.....	54
6. Dirbtinė kraujo apytaka.....	61
7. Dirbtiniai plaučiai. Burbuliniai ir membraniniai oksigenatoriai.....	67
8. Dirbtinė kasa	72
8.1. Stacionarūs insulino dozatoriai.....	73
8.2. Nešiojami insulino dozatoriai	74
8.3. Implantuojamieji insulino dozatoriai	76
9. Dirbtinis inkstas	80
Literatūra	93

IVADAS

Medicinos prietaisų sektorius, apimantis įvairiausių produktus nuo paprastos tvarstomosios medžiagos iki sudėtingų gyvybę palaikančių gaminių, labai svarbus diagnozuojant ir gydant ligas, užkertant kelią infekcijoms bei gerinant neįgalių žmonių gyvenimo kokybę.

Atskirą medicinos prietaisų grupę sudaro ***dirbtiniai organai***. Jiems keliami ypatingi biosuderinamumo, hemosuderinamumo, sterilumo ir patvarumo reikalavimai. *Dirbtiniais organais* pakeičiami natūralūs organai, kurie neatlieka savo funkcijų. Pacientų, laukiančių donorų organų, nuolat daugėja, tačiau donorų organų skaičius kinta mažai, taigi šioje srityje paklausa gerokai viršija pasiūlą.

Dirbtinių organų kūrimu, gamyba ir implantavimu rūpinasi daugelio šalių mokslininkai. Šiems tyrimams išleidžiamos milijardinės sumos. Dirbtinių organų kūrimas yra viena iš prioritetinių šiuolaikinio mokslo krypčių. Šios problemos sprendimas susijęs su matematikos, mechanikos, elektronikos, polimerų chemijos, biotechnologijų laimėjimais.

Lietuvoje sėkmingai taikomos įvairių konstrukcijų dirbtinės širdys, dirbtinio inksto ir dirbtinių kepenų aparatai, kochleariniai implantai ir kt. Tačiau dirbtinių organų kūrimo knygų lietuvių kalba labai trūksta. Todėl šioje mokymo knygoje apžvelgiami ir analizuojami dirbtinių organų projektavimo ypatumai, konstrukcijos bei veikimo principai.

1. AUDINIŲ IR ORGANŲ TRANSPLANTACIJA

Transplantacija – lotynų kalbos žodis. *Trans* – priešdėlis, reiškiantis kurios nors dalies perkėlimą į kitą vietą; *plantatis* – augalų sodinimas.

Jau II a. pr. Kr. Kinijos gydytojai Hua To ir Pienas Chiso bandė persodinti audinius bei organus. Indijoje taip pat mokėta to paties žmogaus audinius iš kaktos, kaklo bei skruostų sričių panaudoti pažeistoms lūpoms, ausims ar nosiai uždengti. Organų transplantologija, kaip savarankiška mokslo šaka, susiformavo XX amžiuje. Jos pradininku laikomas austras E. Ulmanas, kuris 1902 m. moteriai, sergančiai inkstų nepakankamumu, prie žasto kraujagyslių prijungė kiaulės inkstą. Nors šis bandymas buvo nesėkmingas, nemažai mokslininkų vėliau mėgino transplantuoti organus, tačiau žmogaus imuninė sistema, jau triai reaguodama į transplantantus, atmesdavo juos kaip organizmui svetimą substanciją. Sėkmingai organų transplantacija atlikta 1954 metais, kai Brighamo ligoninėje Bostone (JAV) pirmą kartą žmogaus inkstas buvo transplantuotas kitam žmogui. Transplantacijos plėtotę paspartino cheminės imunosupresijos – organų atmetimo maksimalaus sumažinimo tyrimai. 1967 metais Keiptaune (PAR) buvo persodinta širdis, o Kolorado valstijoje (JAV) atlikta kepenų transplantacija. Šie laimėjimai atvėrė naujas galimybes organų transplantacijos srityje dirbantiems gydytojams bei suteikė vilties ligoniams.

Lietuvoje transplantologijos pradininku laikomas Vladas Kuzma, kuris inkstų bei kitų organų persodinimo eksperimentus atliko 1927 metais. 1987 m. prof. A. Marcinkevičius persodino pirmąją širdį. Šiomet buvo persodinta jau 53-ioji širdis. Šiuo metu širdies transplantacijos laukia apie 30 pacientų. Per pastaruosius penkerius metus inkstų kasmet persodinama per 50. Dabar jų persodinimo laukia 230, akies ragenos transplantacijos – 330 ligonių. Tokių operacijų kasmet atliekama vidutiniškai po 26. Lietuvoje sėkmingai atliekamos kepenų, kaulų čiulpų, inkstų, ragenų, širdies transplantacijos.

Šiuolaikinės organų transplantacijos samprata yra apibrėžiama Lietuvos Respublikos žmogaus audinių ir organų donorystės ir transplantacijos įstatyme. Pagrindinės šio įstatymo sąvokos yra:

Transplantacija – iš vieno asmens paimtų audinių, ląstelių ir (ar) organų persodinimas kitam arba tam pačiam asmeniui gydymo tikslu.

Donoras – kiekvienas žmogus, gyvas arba miręs, iš kurio paimami audiniai, ląstelės ir (ar) organai.

Recipientas – kiekvienas žmogus, kuriam gydymo tikslu persodinami audiniai, ląstelės ir (ar) organai.

Audinys – iš ląstelių susidedanti žmogaus organizmo dalis.

Regeneruojantis audinys – gyvo žmogaus audinys, kuris, jį sužeidus ar dalį jo paėmus, savaime atsinaujina.

Organai – atskiros žmogaus kūno dalys, sudarytos iš įvairių audinių, kurie išlaiko savo struktūrą, vaskuliariškumą ir galimybę atlikti fiziologines funkcijas.

Transplantologija ([□ transplantacija + □ ...logija] – audinių ir organų persodinimo mokslas) turi kelias kryptys (1.1 lentelė).

1.1 lentelė. Transplantologijos kryptys

Transplantologijos kryptys	Paaiškinimas
Ksenotransplantacija	Lot. <i>xenos</i> – svetimas. Ksenotransplantacija – gyvūnų organų ir audinių transplantacija
Alotransplantacija	Donoro (lot. žodžio <i>donare</i> – dovanoti) (kito žmogaus) organų ir audinių transplantacija
Autotransplantacija	To paties žmogaus organai ar audiniai, panaudojami transplantacijai, pvz., po nudegimų paimama to paties žmogaus sveika oda ir persodinama ant pažeistų vietų
Aloplastika	Persodinami dirbtiniai organai arba audiniai. Dirbtiniai organai – natūralių organų pakaitalai
Organų išauginimas iš kamieninių ląstelių	Kamieninės ląstelės (angl. <i>Stem Cells</i>) – tai yra „jaunų“ embrionų ląstelės, iš kurių bręstant vaisiui išauga įvairūs audiniai ir organai. Kitaip sakant, tai yra pradinė statybinė medžiaga, iš kurios organizmas savaime formuojasi į tam tikrą fizinį pavidalą
Klonavimas	Dirbtinis audinio <i>genetiškai</i> identiškos kopijos sukūrimas

Žmogaus audinių ir organų transplantacija per pastaruosius 30 metų tapo vienu iš efektyviausių pacientų, sergančių organų nepakankamumu, gydymo būdų, kuri riboja donorų organų trūkumas.

Žodis *donoras* kilęs iš lot. žodžio *donare* – dovanoti, *dono* – dovanaju. Donorystės idėja yra labai sena, tačiau tik praėjusiame šimtmetyje ji buvo pradėta įgyvendinti. Donorystę įdiegti į klinikinę praktiką padėjo daug naujų atradimų medicinoje: kraujo grupių atradimas ir kraujo konservavimas, imuninės sistemos vaidmens atmetant persodintus organus ir audinius įminimas, atmetimo reakcijas slopinančių medikamentų sukūrimas, smulkių kraujagyslių susiuvimo technikos išstobulinimas ir daugelis kitų.

Galime išskirti dvi organų persodinimo rūšis pagal donorą:

- *Inter vivos* – kai donoras yra gyvas;
- kai organai ir audiniai paimami iš mirusių donorų.

Kai organai ir audiniai paimami iš mirusių donorų, iš esmės neturėtų kilti ypatingų moralinių klausimų. Kartais šios problemos atsiranda dėl religinių įsitikinimų arba dėl kitų motyvų (kai abejojama dėl donoro mirties tikrumo). Galvos smegenų mirties kriterijai yra pagrindiniai konstatuojant žmogaus mirtį.

Kai donoras yra gyvas, iškyla daug etinių problemų. Kai kurie teigia, kad visumos ir integralumo principas pateisintų donoro kūno sužalojimą (paimant organus arba audinius) tik tuo atveju, jeigu tai būtų daroma to paties žmogaus sveikatai arba gyvybei palaikyti. Anot jų, vieno žmogaus kūno integralumas negali būti aukojamas dėl kito. Tai užkirstų kelią donorystei. Didžioji dalis etikos specialistų sutaria, kad organo arba audinio paėmimas iš gyvo donoro yra pateisinamas, remiantis broliškos meilės principu. Taigi meilė artimui yra vienintelė pagrindinė sąlyga ir varomoji donorystės jėga.

Lietuvoje, kaip ir visur, organai imami tik iš negyvo žmogaus, išskyrus atvejus, kai egzistuoja du poriniai organai, t. y. inkstai. Bet ir čia taikoma išimtis, nes organą paaukoti gali tik artimieji (pavyzdžiui, mama gali savo vaikui duoti vieną inkstą). Kai kuriose šalyse vengiam ir tokios donorystės, nes manoma, kad sveiką žmogų guldyti ant operacinės stalo – nemoralu. Antra vertus, ir šiais atvejais pasitaiko at-

metimo krizės, paaukotas inkstas prarandamas ir lieka jau du ne visai sveiki (geriausiu atveju) žmonės.

Organo arba audinių paėmimą iš gyvo donoro lemia du svarbūs kriterijai:

- anatomicinis integralumas (suprantamas kaip fizinis žmogaus vientisumas);
- funkcinis integralumas (suprantamas kaip viso organizmo funkcijų integralumas);

Pvz., jeigu donoras dovanoja vieną inkstą, tai likęs inkstas atlieka abiejų inkstų funkcijas ir žmogus nepatiria jokių funkcinių negalių. Taigi pažeidžiamas anatomicinis integralumas, bet nenukenčia funkcinis integralumas. Tačiau jeigu donoras dovanoja savo rageną, sutrinka regėjimo funkcija. Taigi pažeidžiamas ne tik anatomicinis, bet ir funkcinis integralumas. Sprendžiant, ar etiška paimti organą arba audinių iš gyvo donoro, pagrindinis kriterijus yra funkcinis integralumas.

Kaip alternatyva žmogaus organų persodinimui siūlomas gyvūnų organų persodinimas (ksenotransplantacija). Mokslininkai tikisi, kad kiaulės organus bus įmanoma persodinti žmogui. Kardiochirurgijoje paršelių širdies vožtuvai jau buvo naudojami seniau. Tačiau šioje srityje yra dar daug neišspręstų problemų. Pagrindinė ksenotransplantacijos rizika yra ligų perdavimas. Daugelis infekcijų žmonijos istorijoje žmogui perdavė gyvuliai. Naujam patogenui patekus į vieno žmogaus organizmą, infekcija gali išplisti dideliu mastu.

Pasaulio sveikatos organizacijos (PSO) duomenimis, pasaulyje kasmet miršta milijonas žmonių, nesulaukusių transplantacijos. Todėl dirbtinių organų poreikis, nepaisant visų dar šiandien egzistuojančių problemų, yra labai didelis.

Bioetikos specialistai mano, kad dirbtinių organų panaudojimas nesukelia moralinių problemų. Užtenka psichologinio paruošimo.

2. DIRBTINĖ ŠIRDIS

Dirbtinės širdys skirstomos į išorines (**EXCOR**) ir vidines (**INCOR**). Kai dirbtinis skilvelis paliekamas kūno išorėje (**EXCOR**) (2.1 pav.), prie jo prijungtais vamzdeliais – kaniulėmis – kraują pulsuojančia srove varinėja skilvelyje esanti membrana. Ši oro energiją naudojančią širdies varikliuką valdo kompiuterizuotas aparatas, prie dirbtinio skilvelio prijungtas žarnele. Išvaizda aparatas primena vežimėlį su ratukais. Jame sukrauti ir akumulatoriai, galintys autonomiškai veikti nuo 5 iki 8 valandų. Tokį laikotarpį žmogus turi judėjimo laisvę.



2.1 pav. EXCOR dirbtinė širdis

Vidinė širdis (**INCOR**) yra kur kas mažesnė (2.2 pav.). Papildėje, lygiagrečiai nuosavai širdžiai, prisiuvama turbina pagerina kraujo tekėjimą, sukuria nuolatinį jo srautą. Mechanizmas atlieka didžiausią dalį darbo, o tikroji širdis prisideda tiek, kiek sugeba. Išorėn išeina tik kabelis, jungiamas prie valdymo blokelio, kurį žmogus nešiojasi tarsi lagaminėlį.



2.2 pav. Dirbtinė širdis INCOR (Berlin Heart GmbH)

Pirmoji dirbtinė širdis EXCOR Lietuvoje buvo implantuota 1999 m. Vilniuje, o vidinė INCOR pirmą kartą buvo implantuota jaunam vyriškiui 2003 m. Vilniaus universiteto Santariškių klinikose. Iki šiol buvo implantuoti tik dirbtiniai skilveliai ir išorinė dirbtinė širdis. Implantuota dirbtinė širdis maitinama baterijų, kurių dėklas yra nedidelis ir nesunkus. Jis gali būti prisegtas prie kelių diržo.

Pakeisti visos širdies darbą tenka 15 % atvejų. Dešinysis skilvelis prisiuvamas 5 % atvejų. Dažniausiai, net apie 80 % atvejų, atliekama dirbtinio kairiojo skilvelio implantacija. Medikai iš anksto negali žinoti, ar persodintas skilvelis veiks, tad per operaciją visada yra parengę dar vieną, atsarginį.

Dirbtinė širdis parenkama atsižvelgiant į daugelį veiksnių:

1. Specifinę klinikinę situaciją, pvz., ligonio būklę, gydytojo patirtį;
2. Ekonominę padėtį gydymo įstaigoje (dirbtinė širdis INCOR yra labai brangi).

Išorinė sistema EXCOR dažniausiai taikoma tiems ligoniams, kuriems numatoma greita transplantacija.

Dirbtinę kraujo apytaką palaikantys vamzdeliai gaminami iš silikono, skilveliai – iš poliuretano, vožtuvai – iš poliuretano arba pirolieto – anglies darinio, struktūra labai artimo deimantui.

Gamintojai yra iš anksto numatę įvairias apsaugas. Pavyzdžiui, skilvelis, kurio vienoje pusėje cirkuliuoja kraujas, kitoje – oras, gaminamas iš permatomos medžiagos. Sprogu vienam iš trijų kraują varinėjančios membranos lapelių, nuo gyvybei pavojingo oro invazi-

jos saugo kiti du. Apie įvykį signalizuoja išsilieję dažai, esantys tarp membranos lapelių. Naujos operacijos nereikia – senasis skilvelis pakeičiamas kitu.

Dirbtinės širdies komplektą sudaro ir atsarginiai valdymo blokai, kitos detalės, kurias privaloma visada nešiotis. Sugedus vienam blokui, automatiškai persijungia kitas. Sugedus dviem – lieka trečias, o atsisakius veikti visiems galima naudotis mechanine pompa.

2.1. Dirbtinės širdies projektavimo ypatumai

Dirbtinę širdį konstruoti pradėta XX amžiaus viduryje. Pati širdies funkcijų pakeitimo mechaniniu analogu idėja nenauja. Jau 1812 m. La Gallois teigė, kad širdį galima pakeisti mechaninių kraujo siurblių. Tačiau tik antroje XX amžiaus pusėje buvo atlikti sėkmingi širdies pakeitimo dirbtine širdimi bandymai.

Galima išskirti tokius širdies pakeitimo variantus:

1. Donoro (kito žmogaus) širdis;
2. Dirbtinė širdis;
3. Ksenotransplantantai (gyvūnų širdys, pvz., kiaulės širdis).

Šioje srityje tyrimai dar vykdomi ir dar neaišku, ar jie bus sėkmingi.

Pacientų, laukiančių transplantų, nuolat daugėja, tačiau donorų organų skaičius kinta mažai, taigi šioje srityje paklausa gerokai viršija pasiūlą. Laukiantiesiems sąrašo pabaigoje vilčių teikiama labai nedaug. Tačiau papildomų vilčių gali suteikti donorų organų alternatyvos. Praeityje buvo išbandyta **kxenotransplantacija** – gyvūnų organų persodinimas žmogui. Deja, visi pacientai po operacijos neišgyvendavo ilgiau nei mėnesį, nes organizmas atmesdavo svetimą organą. Perspektyviausias gyvūnas donoras yra kiaulė, nes ją galima išauginti specifinėje sterilioje aplinkoje, be to, kiaulės lengvai pasiduoda genetinėms modifikacijoms įterpiant ar pašalinant genetinę informaciją.

Šio metu plačiau klinikinėje praktikoje naudojami du širdies pakeitimo būdai:

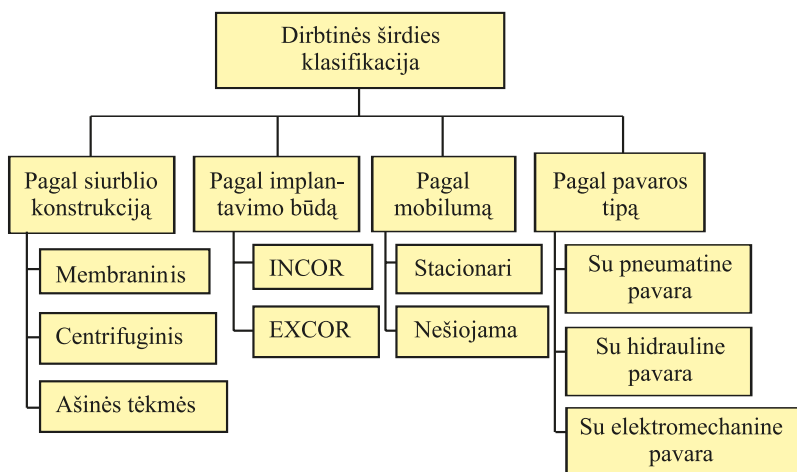
- širdies persodinimas – alotransplantacija (iš žmogaus žmogui);
- dirbtinė širdis.

Dirbtinė širdis – mechaninis kraujo siurblys, implantuotas į paciento krūtinės ląstą. Kuriamos dviejų tipų dirbtinės širdys:

- **p i r m a s** – sistema, skirta trumpam laikui (keletui savaičių arba mėnesių), kol atsiras transplantuoti tinkama donoro širdis. Tokia širdis gali turėti išorinę (ne organizmo viduje) pavarą ir valdymo sistemą. Pvz., EXCOR.
- **a n t r a s** – sistema, sugebanti ilgą laiką palaikyti organizmo kraujo apytaką. Tokia širdis turi būti visiškai implantuojama, t. y. visos sistemos dalys, tarp jų ir maitinimas, turi būti išdėstyti organizmo viduje. Žmogus su tokia širdimi (pvz., INCOR) niekuo neišsiskiria nuo kitų.

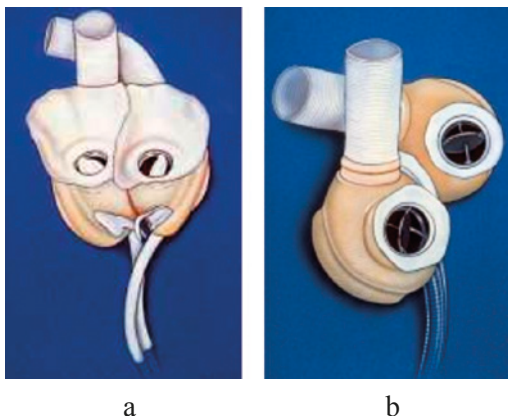
Dirbtinės širdies klasifikacija pateikta 2.3 paveiksle.

Projektuojant ilgai dirbančią dirbtinę širdį, labai svarbu tinkamai parinkti medžiagas, įvertinant ciklinius apkrovas (per metus širdies darbo ciklą susidaro apie 40 milijonų). Dar viena problema yra maitinimas. Maitinimo šaltinis turi būti kompaktiškas, lengvai išdėstomas organizme ir veikti kiek galima ilgiau. Vienas iš galimų variantų yra maitinimo šaltinis, kuris išdėstomas organizmo paviršiuje (vadinamasis **parakorporinis** išdėstymas), leidžiantis perduoti energiją į organizmo vidų per odą.



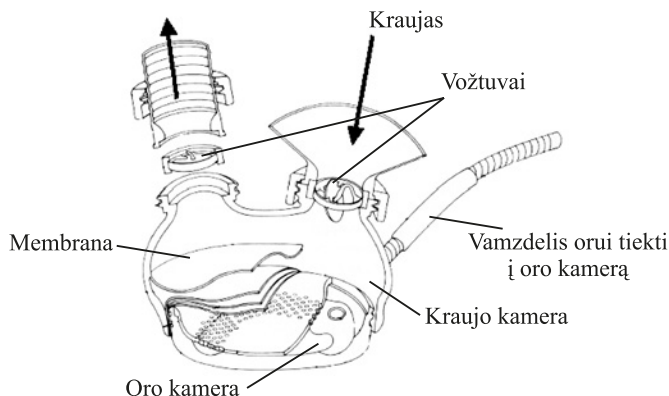
2.3 pav. Dirbtinės širdies klasifikacija

Dirbtinės širdies kūrimo istorija. *Pirmosios dirbtinės širdys* buvo pradėtos kurti dar 1950 metais. 1957 m. pirmoji dirbtinė širdis buvo implantuota šuniui. Pirmoji dirbtinės širdies implantacija žmogui atlikta 1969 m. JAV: Dentonas Kulis ligoniui įsodino Domingo Liotos sukurtą dirbtinę širdį (2.4 pav. a). Ligonis išgyveno 64 valandas, tada dirbtinė širdis buvo pašalinta ir persodinta donoro širdis.



2.4 pav. Dirbtinės širdys: Liotta (1969 m.) (a); Jarvik-7 (1982 m.) (b)

Geriausia iš praeito amžiaus dirbtinių širdžių yra laikoma „Jarvik-7“ (2.4 pav. b). Ją 1982 m. sukūrė JAV mokslininkas Robertas Džarvikas. Ši dirbtinė širdis, pašalinus sergančiosios širdies skilvelius, prisiuvama prie likusių prieširdžių, taip pat prie aortos ir plaučių arterijos. Tokią dirbtinę širdį sudaro du skilveliai, pagaminti iš biologiškai inertiškų polimerų. Kiekvieno skilvelio vidų aklina, elastinga membrana skiria į kameras – kraujo ir oro. Kraujo kameroje yra po dvi angos: per vieną porą angų kraujas iš prieširdžių siurbiamas į skilvelius, per kitą porą išstumiamas į aortą ir plaučių arteriją (2.5 pav.). Angose įtaisyti dirbtiniai vožtuvai, neleidžiantys kraujui tekėti priešinga, negu reikia, kryptimi. Kraujo kameros iš vidaus išklotos segmentiniu poliu-retanu, kurio paviršius idealiai lygus. Oro kameros žarnelėmis sujungtos su kompresoriumi, kuris yra kūno paviršiuje. Kompresorius nustatyto ritmu įpučia ir išsiurbia orą iš oro kamerų: periodiškai kintantis jose slėgis judina membranas ir varinėja kraują.



2.5 pav. Dirbtinės širdies „Jarvik-7“ konstrukcija

1982 metais „Jarvik-7“ buvo implantuota 61 metų amžiaus Barney Clarkui iš Solt Leik Sičio. Jis su apskritai pirmąja dirbtine širdimi išgyveno 112 dienų. Tačiau, nepaisant visų gydytojų pastangų, ilgą laiką būdami prijungti prie dirbtinių kvėpavimo aparatų, triukšmingo oro kompresoriaus, palaikomi vaistų injekcijomis ir gaivinami elektrošokais, B. Clarkas, kaip ir kitas žmogus, kuriam irgi buvo implantuota dirbtinė širdis, W. Schroederis, neišgyveno. Jų mirtys sukrėtė visuomenę, sukėlė nusivylimą ir nepasitikėjimą, kad galima gyventi su dirbtine širdimi.

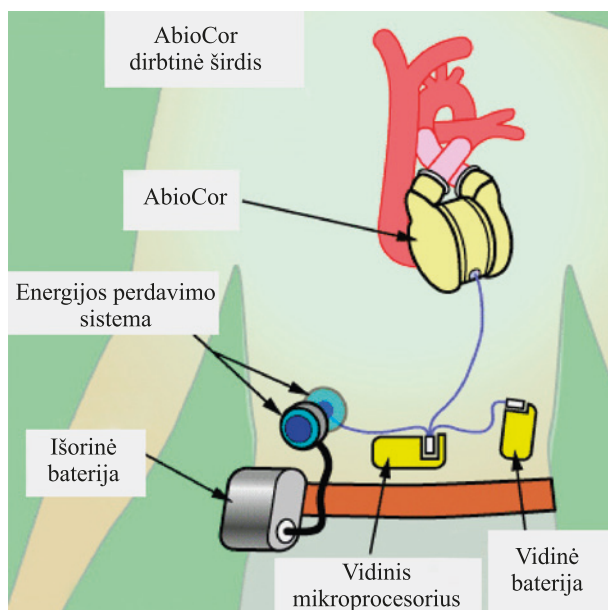
Kodėl taip sunku imituoti žmogaus širdį, sukurti dirbtinį jos analogą? Garsios knygos apie kraujo apytakos sistemą „Gyvybinės grandinės“ autorius biomechanikas Stevenas Vogelis teigia, kad iš tikrųjų yra viena paprasta problema. Žmogaus širdis yra specifinis, sunkiai atkartojamas organas variklis, galintis priklausomai nuo poreikio dirbti įvairiais darbo režimais: skirtingu greičiu, galingumu, gali skirtis efektyvumas. Širdies raumuo yra labai savotiškas minkštas, drėgnas, susitraukiantis variklis, kuriam pagaminti, deja, kol kas nėra šiuolaikinės technologinės įrangos analogų.

Po penkis dešimtmečius trukusių nesėkmingų bandymų sukurti svarbiausią žmogaus raumens analogą, 2000 m. mokslininkai ir inžinieriai priartėjo prie galutinio tikslo, nors skirtumas tarp dirbtinės širdies ir natūralios išlieka dar didelis. 2000 metais JAV „Abiomed“ kompanijos sukurta dirbtinė širdis „AbioCor“ (2.6 pav.) yra visa implantuojama į

organizmą kartu su ličio jonų baterija, kurios energija papildoma neprijungus laidų, per induktyviąją sistemą (2.7 pav.). Kartu implantuotas mikroprocesorius pagal poreikius valdo kraujo pumpavimo greitį. Dirbdama automatiškai režimu, širdis pati derinasi prie krūvio – plaka lėčiau, pavyzdžiui, sėdint, ir greičiau – vaikstant po namus.



2.6 pav. Dirbtinė širdis „AbioCor“ (sukurta 2000 m.)



2.7 pav. Dirbtinės širdies „AbioCor“ prijungimo schema

Kadangi pro odą nieko nėra išvesta į išorę, labai sumažėja infekcijos rizika, anksčiau buvusi viena didžiausių dirbtinės širdies trūkumų.

Sukurtos dvi modifikacijos. Jų autoriai Robertas Kungas ir Alanas Snyderis. R. Kungo sukurta dirbtinė širdis yra šiek tiek didesnė nei natūrali, pagaminta iš titano ir poliuretano. Normali širdis plaka 70–80 dūžių per minutę dažniu ir per žmogaus gyvenimą, trunkantį vidutiškai nuo 70 iki 80 metų, atlieka kelis milijardus dūžių. R. Kungo sukurtas prietaisas gali atlaikyti 175 milijonus dūžių ir turi tarnauti ne mažiau kaip penkerius metus. Keletas tokių širdžių buvo išbandytos „Abiomed“ kompanijos laboratorijoje Denveryje, kur sėkmingai palaiko veršiukų gyvybę. Penno State's medicinos koledže *Hershey*, Pensilvanijoje, buvo išbandytas antras dirbtinės širdies prototipas, kurį sukūrė A.Snyderis.

R. Kungo ir A. Snyderio sukurtos dirbtinės širdys pakeis skilvelius ir bus sujungiamos su paciento prieširdžiais (dėl jų paprastai nėra problemų). Tačiau natūralios širdies raumuo dirba kaip pati save pripildanti ir ištuštinanti talpykla, o dirbtinėje širdyje tarp abiejų skilvelių, pagamintų iš lankstaus poliuretano, yra įterpiamas varikliukas, varinėjantis kraują į širdies skilvelius ir iš jų. A. Snyderio sukurtoje širdyje baterija maitinamas varikliukas stumdo stūmoklį pirmyn atgal, R. Kungo širdyje veikia rotacinis siurblys.

Klinikinių tyrimų metu nebuvo susidurta su dirbtinių širdžių atmetimo ar infekcijų atsiradimo problemomis. Visa tai yra didžiulis patobulinimas, palyginti su „Jarvik-7“ dirbtine širdimi. Be to, dirbtinės širdies gavėjas nenori būti susietas su griozdiška ir sunkia dirbtinės širdies darbą užtikrinančia ir kontroliuojančia aparatūra, kaip kad buvo „Jarvik-7“ atveju. Ši aparatūra turi būti ganėtinai maža, tokia, kad ją būtų galima implantuoti į paciento pilvo ertmę ir po pirminio chirurginio implantavimo niekas daugiau neturi prasiskverbti pro paciento odą. Tai padėtų išvengti pašalinės infekcijos. Širdies varikliuką maitinanti baterija kaskart automatiškai būtų pakraunama radijo bangomis iš didesnės akumuliatorinės baterijos, kurią pacientas nešiotų atitinkamoje, specialiais diržais prie kūno pritvirtintoje kuprinėje. Deja, kol kas sukurtos dirbtinės širdys labai neatitinka natūralios širdies analogų. Natūrali širdis turi labai didelį dinaminio veikimo dia-

pazoną: sveika natūrali širdis visada yra pasiruošusi pumpuoti tiek kraujo, kiek tuo momentu reikia. Besiilsinčio suaugusio žmogaus širdis vidutiniškai varinėja 5 litrus kraujo (maždaug tiek, kiek jo yra suaugusio žmogaus organizme) per minutę. Dirbant fizinį darbą ar sportuojant, širdies apkrovimas padidėja. Pajėgaus sportininko širdis yra pajėgi pervaryti nuo 25 iki 30 litrų kraujo per minutę. Kol kas nė viena dirbtinė širdis negali pervaryti tiek kraujo. R. Kungo sukurta širdis gali varinėti iki 10 litrų kraujo per minutę, t. y. pakankamai, kad ją turintis žmogus galėtų judėti, dirbti, tiesa, nelabai greitai ar sunkiai. Dirbtinėje širdyje yra įtaisyta apsauga ir jei ją turintis pacientas netikėtai padidins fizinį krūvį, tai širdis nesusilpnės, neišsijungs. Žmogus su dirbtine širdimi tiesiog negalės atlikti norimo judesio. Be to, labai svarbu apsaugoti pacientą nuo kraujo krešulių susidarymo, kurie buvo pagrindinė B. Clarko ir W. Schroederio mirties priežastis, jiems implantavus „Jarvik-7“ dirbtines širdis. Pastaruoju metu sukurtose dirbtinėse širdyse stengiamasi išvengti krešulių, kad nesusidarytų lėtai judančių, sustingusių kraujo tūrių.

2009 m. širdies chirurgas A. Carpentieris kartu su biomedicinos bendrove „Carmat“ sukūrė dirbtinę širdį, kuri dirbs kaip tikra žmogaus širdis, kiekvienam pacientui individualiai reguliuodama pulso dažnį ir kraujo cirkuliaciją. Dirbtinė širdis pagaminta iš polimerų ir kiaulių audinių. Šią dirbtinę širdį numatoma išbandyti iki 2013 m.

Lyginant su persodinta natūralia širdimi, dirbtinė turi vieną didelį pranašumą: ligoniui nebereikės visą likusį gyvenimą gerti imuninę sistemą slopinančių vaistų.

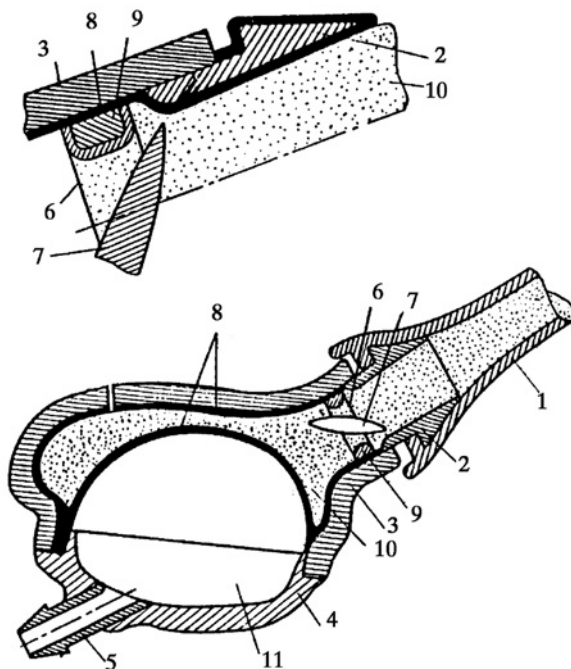
2.2. Kraujo siurblių konstrukcijos ir medžiagos

Dažniausiai dirbtinės širdies konstrukcijose naudojami 3 tipų siurbliai:

- membraniniai;
- išcentriniai, arba sūkuriniai;
- ašinės tėkmės siurbliai.

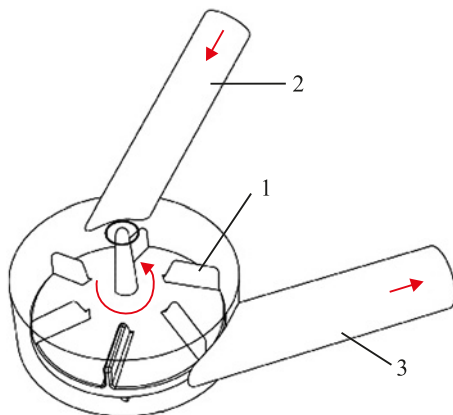
Membraninio dirbtinės širdies skilvelio veikimo principas parodytas 2.8 paveiksle. Pagal veikimo principą membraniniai siurbliai

yra *tūriniai*. Tai siurblys, kuris kraują išsiurbia į darbo kamerą per įtekėjimo angą ir išstumia per ištekėjimo angą, periodiškai kintant kameros tūriui. Didėjant kameros tūriui susidaro vakuumas ir skystis (kraujas) išsiurbiamas. Mažėjant kameros tūriui, skystis suslegiamas ir išstumiamas iš jos.



2.8 pav. Membraninio dirbtinės širdies skilvelio konstrukcija:
 1 – vamzdelis; 2 – įvorė; 3 – skilvelio korpusas; 4 – dangtelis;
 5 – pneumatinės pavaros įvorė; 6 – vožtuvas; 7 – vožtuvo diskas;
 8 – membrana; 9 – vožtuvo žiedas; 10 – kraujas; 11 – oras

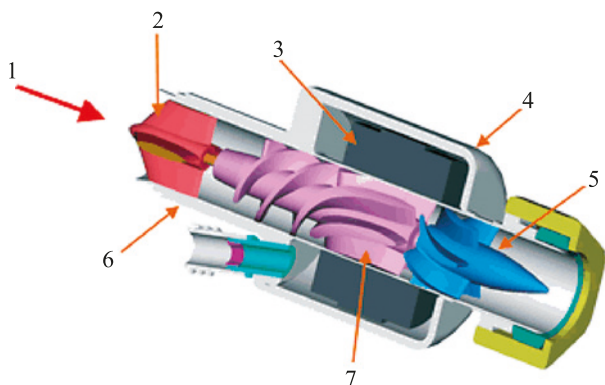
Išcentriniai, arba sūkuriniai, siurbliai priskiriami prie mentinių siurblių. Juose skystis išsiurbiamas ir išstumiamas mentėmis, pritvirtintomis tarp siurbliaračio diskų ir besisukančiomis kartu su juo. Skysčiui dažniausiai suteikiama kinetinė energija. Siurblio schema parodyta 2.9 paveiksle.



2.9 pav. Sūkūrinis siurblys

Siurbliaratis su lenktomis mentėmis 1 yra svarbiausias išcentrinio siurblio elementas. Skystis (kraujas) į siurbli patenka per įsiurbimo vamzdį 2 tiesiai į siurbliaračio centrinę dalį. Siurbliaračiui sukantis, skystis, esantis tarp siurbliaračio menčių, veikiamas išcentrinių jėgų, išmetamas iš jo centro ir nustumiamas į siurbliaračio pakraštį, iš kur patenka į slėgimo vamzdį 3. Tuo pačiu metu centrinėje siurblio korpuso dalyje, t. y. prieš siurbliarati ir siurbimo vamzdžio gale, išstūmus iš jo skystį, susidaro vakuumas – slėgis, mažesnis už atmosferos. Skystis įsiurbimo vamzdžiu 2 pakyla iki siurbliaračio ir jį pripildo, iš jo perstumiamas toliau į slėgimo vamzdį 3.

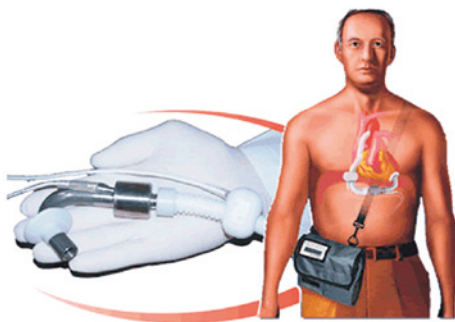
Ašinės tėkmės siurbLIAI irgi priskiriami prie mentinių siurblių. 1984 m. bendradarbiaujant su NASA (National Aeronautics and Space Administration) amerikiečių buvo sukurtas ašinės tėkmės siurblys **DeBaKey**. Jis yra 86 mm ilgio, 22 mm pločio, 95 g svorio, sukuria srovę 5–10 l/min., reikalauja mažiau nei 10 W energijos. Ašinės tėkmės siurblio schema pateikta 2.10 paveiksle.



2.10 pav. Ašinės tėkmės siurblys:

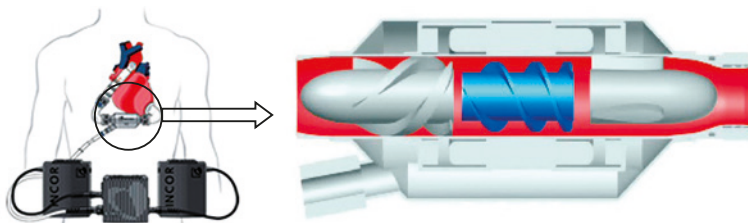
- 1 – kraujo srovė; 2 – srovės lygintuvas; 3 – variklio statorius;
- 4 – statoriaus korpusas; 5 – slopinančios mentės; 6 – vamzdis;
- 7 – rotorius – sukamoji variklio dalis

Tekėjimo vamzdžio viduje yra rotorius, difuzorius, statorius. Rotorius turi 6 mentes su 8 magnetais, hermetiškai uždarytais mentėse. Rotorius sukasi 7 500–12 500 apsisukimų per minutę greičiu ir sukuria apie 10 l/min. srautą. Mentės 5 slopina sukimąsi ir tangentinį greitį. Siurblio įėjimo vamzdelis (kaniulė) tvirtinamas prie kairiojo prieširdžio, o išėjimo – prie kylančios aortos. Dėl mažų baterijos ir valdymo bloko gabaritų šis prietaisas leidžia pacientui laisvai judėti. Lankstus laidas, jungiantis implantuotą dalį su išorine valdymo sistema, yra nestoras (2.11 pav.), tai mažina infekcijos pavojų.



2.11 pav. Dirbtinė širdis „DeBakey“

Lietuvoje 2003 metais pirmą kartą implantuota dirbtinė širdis su ašinės tėkmės siurbliu. Tai buvo INCOR Berlyno širdis (2.12 pav.).



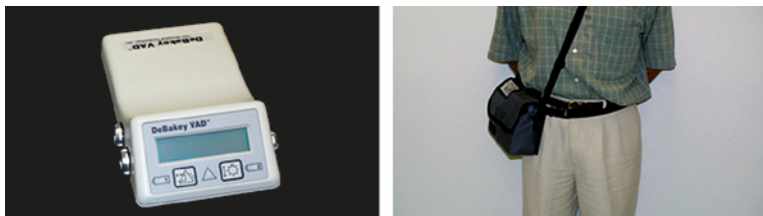
2.12 pav. INCOR Berlyno širdis

Stacionari duomenų apdorojimo sistema (2.13 pav.) naudojama paciento duomenų kontrolei ir reguliavimui operacijos metu ir iš karto po operacijos (kai pacientas yra ligoninėje). Sistema leidžia reguliuoti siurblio greitį, lėtinti arba greitinti kraujo srautą, kontroliuoti siurblio darbą, energijos sunaudojimą.

Nešiojamą sistemą (2.14 pav.) sudaro valdymo pultelis ir dvi baterijos. Svoris – 4,5 kg, tai leidžia žmogui laisvai judėti. Valdymo pultas parodo visą informaciją apie siurblio darbą, baterijos darbą (likusį darbo laiką). Be to, yra aliarmo signalai, jei maitinimas netyčia išjungiamas, pasikeičia eksploatacijos režimai. Dvi baterijos užtikrina 8 val. darbą.



2.13 pav. Duomenų apdorojimo sistema



2.14 pav. Nešiojama dirbtinės širdies valdymo sistema

Siurblio gabaritai ir forma priklauso nuo krūtinės ąstos anatomijos, stambių kraujagyslių ir prieširdžių padėties.

Pagrindinės medžiagos, naudojamos dirbtinės širdies gamybai, kontaktuojantiems su krauju paviršiams, yra: poliuretanai, polikarbonatas, silikonai; korpusinių detalių gamybai – titanas, nerūdijantis plienas.

Parinkant medžiagas, reikia įvertinti jų:

- technologines savybes,
- mechaninį patvarumą,
- atsparumą agresyviai aplinkai (t. y. kraujui),
- medžiagos poveikį kraujui,
- jos toksiškumą,
- suderinamumą su krauju,
- galimybę medžiagą sterilizuoti nekeičiant jos fizikinių cheminių savybių.

Parinkti tinkamą medžiagą yra viena iš pagrindinių dirbtinės širdies projektavimo problemų. Labai svarbus yra medžiagos mechaninis patvarumas, nes judančios širdies dalys yra labai apkraunamos. Medžiagos patvarumas plyšimui, elastingumo modulis, santykinis pailgėjimas, atsparumas ištempimui turi nesikeisti per visą įtaiso darbo laiką. Dirbtinė širdis nuolat kontaktuoja su krauju ir aplinkiniais audiniais, todėl medžiaga, iš kurios ji pagaminta, turi būti labai atspari agresyviai aplinkai ir nesukelti audinių reakcijos. Parinkant medžiagas, būtina įvertinti medžiagos įtaką kraujui ir aplinkiniams audiniams, nes ilgai dirbant gali keistis medžiagos savybės, polimerų irimo dalelės gali kauptis audiniuose ir sukelti infekciją.

Kuriamos dirbtinės širdies, kuri vėliau bus implantuota į perikardą (perikardas – uždarą ertmę, apvalkalas, kuriame yra širdis) ertmę,

bendrą tūrį ir formą lems turimas laisvo ploto tūris ir anatomija. Jie apibūdinami šiais parametrais: atstumu tarp likusios aortos dalies ir diafragmos (ilgis), atstumu tarp prieširdžių likučių ir krūtinkaulio (aukštis). Akivaizdu, kad skilvelių tūris turi būti didesnis, kad būtų pasiektas maksimalus širdies našumas, nes dirbtinė širdis, priešingai nei natūralus skilvelis, negali padidinti savo smūginio tūrio išsiplėsdama.

Optimali yra tokia dirbtinės širdies konstrukcija, kuri užtikrina minimalias kraujo sąstovio zonas. Joje negalimas srauto turbulentiškumas, nėra zonų, kuriose kraujo srautas yra lėtesnis ar greitesnis.

Šiuolaikinės dirbtinės širdies konstrukcijos užtikrina našumą 5–15 l/min.

2.3. Dirbtinės širdies pavaros

Dirbtinė širdis turi atitikti šiuos reikalavimus:

1. užtikrinti našumą 10 l/min., kai dažnis ne didesnis kaip 120 k./min., vidutinis arterinis spaudimas – 120 mmHg;
2. užtikrinti mažiausiai dvejų metų patikimą darbą;
3. turėti paprastą, patikimą, prie organizmo poreikių pritaikomą valdymo sistemą;
4. neturi sukelti hemolizės (t. y. padidėjusio eritrocitų irimo, kurio metu padidėja hemoglobino metabolito bilirubino kiekis organizme), sudaryti krešulių;
5. visi implantuojami elementai turi būti biologiškai suderinami (netoksiški, atsparūs korozijai, neturi sukelti uždegimų);
6. patikimai dirbti žmogaus kūno temperatūroje;
7. turėti išorinę, kilnojamą ir lengvą maitinimo šaltinį, užtikrinantį 8 val. nepertraukiamą širdies darbą;
8. turėti papildomą implantuotą elektrocheminį akumuliatorių dirbtinės širdies darbui palaikyti apie 30 min. įvykus avarijai;
9. gerai dirbti visose kūno pozicijose, pvz., transporte ir pan.

Dirbtinės širdies pavaros skirstomos į:

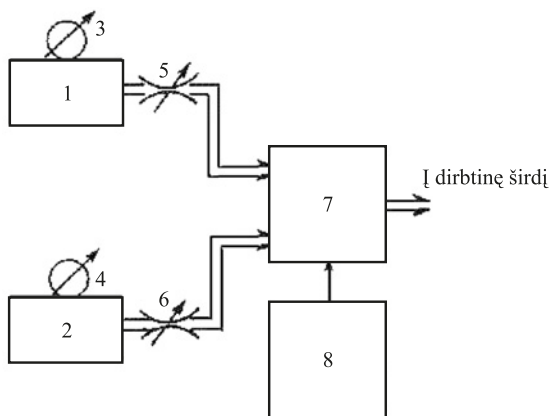
- pneumatines;
- hidraulines;
- elektromechanines.

Pneumatinėje pavaroje energijai perduoti ir keisti naudojamas suslėgtas oras arba dujos (pvz., CO₂). Suslėgtas oras arba dujos tiekiamos vamzdžiais į dirbtinės širdies pneumokameras. Sistolės metu dujos į pneumokamerą tiekiamos esant 100÷300 mmHg slėgiui, o diastolės – 0÷50 mmHg – sudaromas vakuumas. Slėgio sistolės metu dydis priklauso nuo slėgimo fazės trukmės, diafragmos standumo, pneumolinijos ilgio.

Klinikinėje praktikoje, laikinai keičiant širdį mechaniniu analogu (EXCOR), dažniau naudojama *pneumatinė pvara*. Ji yra universali, paprasta ir patikima eksploatuoti, gali būti greitai pakeista avarijos metu. Dar vienas pranašumas – minimalus šilumos išsiskyrimas. Jos trūkumai – dideli gabaritai ir svoris (apie 25 kg). Pneumatinė pvara negali būti implantuota į kūną. Be to, dirbtinės širdies pavarai veikti reikalingas suspaustas oras iš stacionaraus šaltinio, Tai labai apriboja paciento judėjimą.

Tipinės pneumatinės pavaros schema parodyta 2.15 paveiksle.

Skilvelio pneumokamera periodiškai per elektromagnetinį vožtuvą 7 prijungiama prie kompresoriaus 1 ir vakuuminio siurblio 2. Kai dirbtinės širdies oro kameroje susidaro vakuumas – skilvelis prisipildo kraujo, o kai į oro kamerą tiekiamas oras – kraujas išstumiamas iš dirbtinės širdies kraujo kameros.



2.15 pav. Pneumatinės pavaros schema: 1 – kompresorius; 2 – vakuuminis siurblys; 3 – manometras; 4 – vakuumo matuoklis; 5, 6 – reguliatoriai; 7 – elektromagnetinis vožtuvas; 8 – valdymo sistema

Nustatytas slėgio ar vakuumo dydis palaikomas regulatoriais 5, 6. Nuo elektroninės valdymo sistemos 8 priklauso dirbtinės širdies susitraukimo dažnis ir pripildymo fazės trukmė.

Viena iš pagrindinių pneumatinių pavarų eksploatacijos problemų yra elektromagnetinių vožtuvų susidėvėjimas ir darbo trukmė (ilgamžiškumas). Esami gamybiniai vožtuvai netinkami dirbtinės širdies pavaroms, nes labai skiriasi slėgis, dujų srauto greitis. Todėl buvo kuriami specialūs vožtuvai, pasižymintys nedideliais pneumatiniais nuostoliais ir sunaudojantys nedaug energijos, galintys ilgai dirbti tam tikromis sąlygomis. Jie turi dirbti tyliai, būti mažai inertiški, kad užtikrintų reikiamą slėgio kilimo ir kritimo greitį.

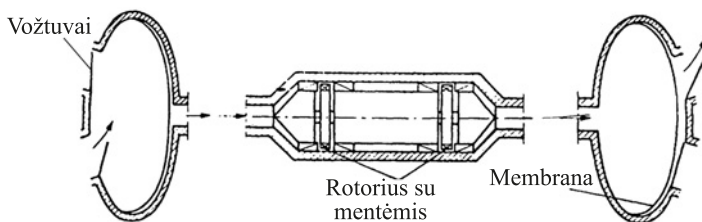
Kai kurių sistemų vožtuvų slėgio didėjimo ir kritimo greitį galima reguliuoti. Labai didelis slėgio kilimo greitis perjungiant fazes gali sugadinti dirbtinės širdies vožtuvus.

Hidraulinės ir elektromechaninės pavaros pranašumas – galimybė miniatiurizuoti jas, siekiant sukurti visiškai implantuojamą dirbtinę širdį (INCOR).

Hidraulinė pvara – tai mechanizmai energijai perduoti ir keisti, naudojant skystį. Hidraulinės pavaros pranašumai:

- maži matmenys,
- hidraulinėmis pavaromis lengvai ir per trumpą laiką galima reversuoti judesį, t. y. pakeisti jo kryptį (per 0,03 s.).

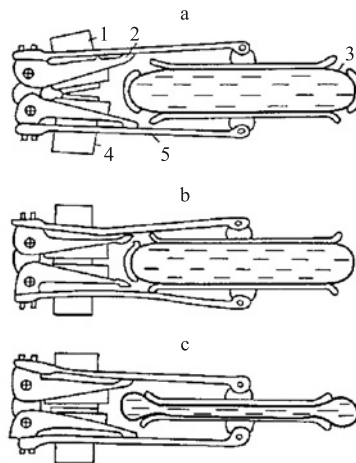
Dirbtinės širdies efektyvumas didėja, kai hidraulinė pvara naudojama viename bloke su siurbliu. Šiuo atveju nuostolių hidraulinia-
me vamzdyje nebūna. Šio tipo pavaros pavyzdys parodytas 2.16 paveiksle.



2.16 pav. Dirbtinės širdies su hidrauline pvara schema

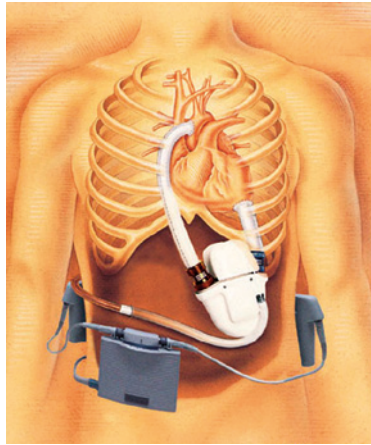
Siurblys perpumpuoja darbo skystį – mažo klampumo silikoninį aliejų iš vieno skilvelio į kitą. Kai iš vieno skilvelio kraujas yra išstumiamas į arterijų sistemą, tuo pačiu metu kitas skilvelis prisipildo kraujo iš venų sistemos. Pavara turi pastovios srovės reversinį variklį, kuris sukasi dešimčia tūkstančių apsisukimų per minutę greičiu.

Elektromechaninėse pavarose siurblių tiesiogiai veikia stūmoklis, stumiantis darbo kameros membraną. Elektromechaninės perdavos pavyzdys parodytas 2.17 paveiksle. Solenoidai (elektromagnetai) suartėja, kai paleidžiama elektros srovė, atsiranda elektromagnetinis laukas, o kai srovė išjungiamo – solenoidai atitolsta (dėl spyruoklės). Išmetimo (*diastolės*) fazėje (2.17 a pav.) solenoidų gembės 2 fiksuoja plokščią spyruoklę 4. Solenoidai 1 ir 5, atitoldami vienas nuo kito, pasuka gembes, atlenkia spyruokles ir dėl to padidėja kraujo kiekis skilvelyje 3. Susitraukimo (*sistolė*) fazę sudaro du etapai: 1 – (2.17 b pav.) – solenoidų suartėjimo (suspaudžiamos spyruoklės), 2 – (2.17 c pav.) – toliau suspaustos spyruoklės spaudžia dirbtinį skilvelį, kartu išstumdamas kraują iš skilvelio. Pagrindinės pavaros charakteristikos: masė – 170 g, tūris – 290 ml, smūginis kraujo tūrio išmetimas – 80 ml.



2.17 pav. Dirbtinės širdies NOVACOR elektromechaninės pavaros veikimo fazės: a – siurblys (dirbtinis skilvelis) pripildytas; b – išmetimo pradžia, c – išmetimo pabaiga: 1, 5 – solenoidas; 2 – gembė; 3 – dirbtinis skilvelis; 4 – spyruoklės

2.18 pav. parodyta dirbtinė širdis NOVACOR su elektromechanine pavara.



2.18 pav. Dirbtinė širdis NOVACOR

2.4. Dirbtinės širdies valdymas

Valdymo sistemos tikslas – surinkti informaciją apie paciento būklę. Dirbtinei širdžiai valdyti reikalinga informacija apie šiuos parametrus:

- spaudimą kairiajame prieširdyje P_{kp} ;
- spaudimą dešiniajame prieširdyje P_{dp} ;
- spaudimą aortoje P_a ;
- širdies minutinį tūrį V_m .

Minutinis tūris – tai kraujo tūris, kurį širdis išstumia į kraujo apytaką per minutę. Ramybės metu jis sudaro apie 5 l/min.

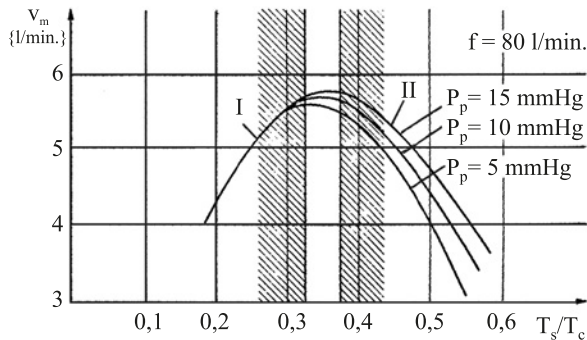
Kai dirbtinės širdies skilveliai implantuojami pacientui, atsiranda problemų dėl šių parametrų matavimo. Yra daug netiesioginių spaudimo ir minutinio tūrio matavimo metodų, kurie ne tokie tikslūs kaip tiesioginiai, bet saugesni. Pavyzdžiui, širdies tūris yra matuojamas pagal oro kiekį, išeinantį iš dirbtinio skilvelio pneumoertmės kameros išsiplėtimo fazėje. Nustatyta, kad oro kiekis, išeinantis iš skilvelio, atitinka kraujo kiekį įeinantį į skilvelį.

Minutinis tūris gali būti reguliuojamas keičiant dirbtinių širdies skilvelių funkcionavimo dažnį, keičiant santykį T_s/T_c (čia T_s – susitraukimo laikas, T_c – širdies skilvelio pilno darbo ciklo laikas) arba oro spaudimą, veikiantį skilvelio membraną.

Naudojant automatinį valdymą, geriau galima reguliuoti dirbtinio skilvelio tūrį, keičiant T_s/T_c . 2.19 pav. parodyta skilvelio tūrio V_m priklausomybė nuo T_s/T_c . Kaip matome, dirbti galima dviem kryptimis:

- didėjančia kreive;
- mažėjančia kreive.

Jeigu dirbama didėjančia kreive, tai dirbtinis skilvelis išsiplėtimo fazėje bus visiškai pripildytas kraujo. Susitraukimo fazėje bus išstumiama tik dalis dirbtinio skilvelio kraujo. Išstumiamo kraujo kiekis priklauso nuo arterinio spaudimo dydžio, vertės T_s/T_c , laiko T_c , taip pat nuo dujų, veikiančių dirbtinio skilvelio membraną, spaudimo. Šis valdymo būdas vadinamas anglišku žodžių „afterload“.

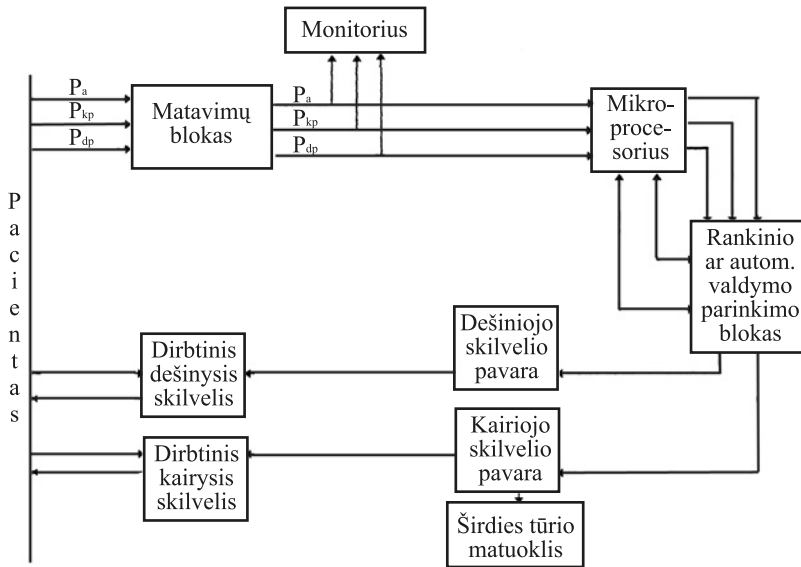


2.19 pav. Dirbtinio skilvelio tūrio priklausomybė nuo santykio T_s/T_c : T_s – susitraukimo laikas, T_c – širdies skilvelio viso darbo ciklo laikas; P_p – prieširdžio spaudimas

Jeigu dirbama mažėjančia kreive, tai skilvelis susitraukimo fazėje išstumia visą kraują. Išspaudžiamo kraujo kiekis priklauso nuo skilvelio užpildymo laipsnio išsiplėtimo fazėje, o užpildymo laipsnis – nuo prieširdžių spaudimo, dujų, veikiančių dirbtinio skilvelio membraną spaudimo išsiplėtimo fazėje, T_s/T_c ir T_c . Šis valdymo būdas vadinamas

„preload“. Jis yra geresnis negu „afterload“, nes kraujo tūris priklauso nuo prieširdžių spaudimo – laikomasi Starlingo dėsnio. Visiškai išstumiamas kraujas iš skilvelių sumažina krešėjimo ir sustingimo zonų atsiradimo pavojų.

Supaprastinta dirbtinio skilvelio valdymo sistemos schema pateikta 2.20 paveiksle.



2.20 pav. Dirbtinio skilvelio valdymo sistemos schema

Spaudimo dydžiai P_a , P_{kp} , P_{dp} įvedami į matavimo bloką. Jų pokyčius galima stebėti monitoriuje. Visi signalai patenka į mikroprocesorių, valdantį skilvelių pavaros darbą. Į mikroprocesorių taip pat patenka signalai iš rankinio reguliavimo bloko: f – dirbtinės širdies skilvelių darbo dažnis; T_s/T_c – susitraukimo laiko ir viso dešiniojo ir kairiojo skilvelio darbo ciklo santykis. Mikroprocesoriuje apdoroti signalai per rankinio reguliavimo bloką siunčiami į dirbtinės širdies pavarų bloką.

2.5. Maitinimo šaltiniai. Elektrinės energijos perdavimas

Dirbtinės širdies pavarai reikalinga elektros energija gaunama iš išorinio šaltinio – akumulatoriaus arba baterijos. Jos tiekia energijos pavarai ir valdymo sistemai bei mažo imlumo implantuotam akumuliatoriui.

Energija gali būti perduodama poodiniais kanalais arba nepažeidžiant odos iš išorės.

Perdavimas praduriant odą gresia infekcija, todėl taikomas perdavimo metodas nepažeidžiant odos. Energija per odą perduodama indukcinio metodu 160kHz dažniu. Išorinė ritė yra išdėstyta ant krūtinės ląstos odos paviršiaus, kita ritė implantuota po oda 15 mm atstumu nuo odos paviršiaus. Naudingo veikimo koeficientas – apie 80 %. Išskiria labai mažai šilumos.

Vidutinis jėgos, kuria širdis pumpuoja kraują, dydis yra 3 W. Jeigu energijos transformatoriaus naudingo veikimo koeficientas – 0,4 (atsižvelgiant į valdymo sistemos energijos reikalavimus), reikalinga šaltinio energija – maždaug 7,5 W.

Elektrocheminis akumuliatorius, kurio energijos akumuliacijos tankumas 23g/Wh dirbtinę širdį aprūpina energija dešimčiai valandų, sveria 2,175 kg.

Daugiau energijos galima gauti iš termobranduolinio šaltinio. Bet dėl radiacijos pavojaus ir dėl kitų priežasčių (mažas naudingo veikimo koeficientas, didelis išskiriamos šilumos kiekis) kol kas šis šaltinis nenaudojamas.

3. PAGALBINĖ KRAUJOTAKA

Jeigu širdis negali gerai atlikti savo funkcijos – palaikyti organizmui būtiną kraujotaką, taikomi pagalbines kraujotakos metodai. Kitaip nei taikant dirbtinės kraujotakos metodus, širdis ir plaučiai dalyvauja kraujo apytakos ir oksigenacijos procesuose, ir jų bendras darbas su pagalbinių siurblių turi būti suderintas (sinchronizuotas).

Yra tokie pagrindiniai pagalbines kraujotakos metodai:

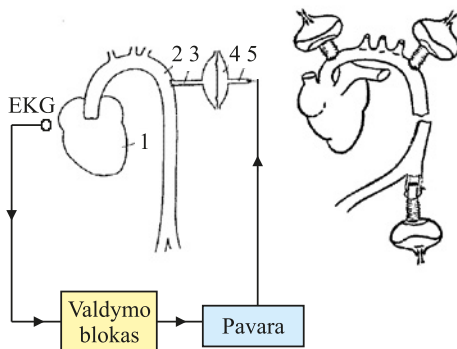
1. kontrapulsacijos metodai (centrinė kontrapulsacija **CK**, intra-aortinė kontrapulsacija **IAK**, ekstra-aortinė kontrapulsacija **EK**);
2. dirbtiniai širdies skilveliai;
3. šuntavimo metodai, stentai.

3.1. Kontrapulsacijos metodai

Centrinės kontrapulsacijos principas yra toks: prie arterinės sistemos prijungiamas siurbliukas. Sistolės metu jis prisipildo kraujo skilvelių. Tai leidžia sumažinti pasipriešinimą kraujagyslių sistemoje ir palengvina širdžiai išvartyti kraują į kraujagysles. Diastolės metu siurblys išstumia kraują į arterinę sistemą. Kontrapulsacijos metodo esmė yra ta, kad kraują iš širdies kairiojo skilvelio išstumti į didelį kraujotakos ratą palengvina siurblys.

3.1 paveiksle parodyta centrinės kontrapulsacijos schema ir siurblio-kontrpulsatoriaus prijungimo vietos.

Valdymo sistema registruoja elektrokardiogramą (EKG) ir pagal joje esančius dantelius siunčia valdymo signalą į pneumatinę pavarą, o ši tiekia į siurblio oro kamerą suspaustą orą. Per lanksčią siurblio membraną suspausto oro energija perduodama kraujui ir jis išstumiamas iš dirbtinės širdies kraujo kameros.

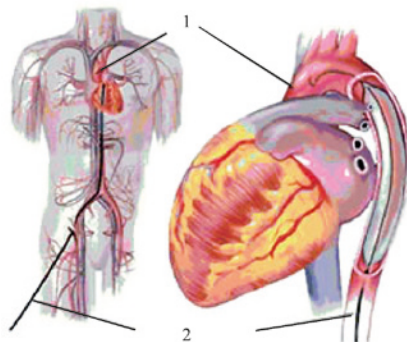


3.1 pav. Centrinės kontrapulsacijos schema:

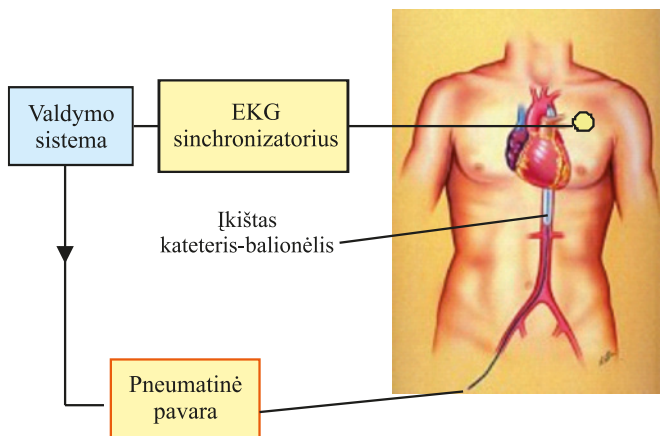
1 – širdis; 2 – aorta; 3 – vamzdelis, jungiantis aortą su siurbliu; 4 – kraujo siurblys; 5 – pneumatinis vamzdis, jungiantis siurblį ir pneumatinę pavara

Dažniausiai taikomas kitas kontrapulsacijos metodas – *intraortinė kontrapulsacija* IAK (3.2 pav.). Tai toks metodas, kai vietoje siurblio-kontrapulsatoriaus naudojamas lankstus kateteris su balionėliu. Per periferinę arteriją (šlaunies) kateteris įkišamas į krūtinės aortą.

3.3 paveiksle parodyta intraortinės kontrapulsacijos schema. Siurblys-balionėlis yra plastmasinis kateteris, kurio skersmuo – nuo 1 iki 5 mm, ilgis – nuo 70 iki 100 cm. Vienas kateterio galas yra sandariai uždarytas. Arčiau jo pritvirtintas plonasienis cilindro formos balionėlis, dažniausiai gaminamas iš poliuretano. Išpūsto balionėlio skersmuo – 12–18 mm, ilgis – 120–200 mm.



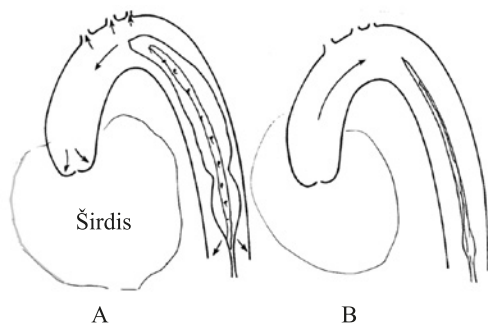
3.2 pav. Intraortinis kateteris-balionėlis: 1 – aorta; 2 – kateteris-balionėlis



3.3 pav. Intraaortinės kontrapulsacijos schema

Pneumatinė pavara analogiška DŠ pavarai. Siurblio kateteris per elektromagnetinį vožtuvą yra sujungiamas su slėgio šaltiniu (g. b. oras, CO₂, helis He). Pneumatinės pavaros vožtuvas ima veikti dėl EKG sinchronizatoriaus impulso. Sinchronizatoriai užtikrina siurblio-balionėlio darbą pagal EKG esančius dantelius.

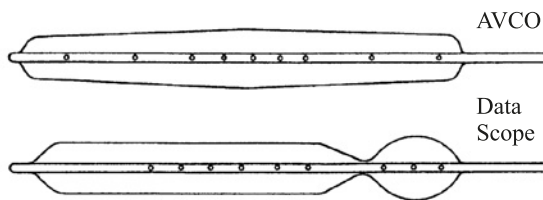
Siurblys-balionėlis veikia taip: pasibaigus diastolės fazei ir per visą sistolės fazę vyksta balionėlio susitraukimas. Dėl to laisvas plotas pripildomas kraujo. Diastolės fazėje, užsidarius aortos vožtuvams, siurblys-balionėlis išsipučia ir išstumia kraują iš aortos (3.4 pav.).



3.4 pav. Siurblio-balionėlio darbo fazės: A – diastolė; B – sistolė

Labai didelę reikšmę turi siurblio ir širdies darbo sinchronizacija. Mažiausi organo darbo nukrypimai neigiamai veikia metodo efektyvumą, o netinkama sinchronizacija gali pabloginti širdies darbą. Siurblio ir širdies sinchroniniam darbui užtikrinti papildomos kraujotakos aparatuose naudojami specialūs įtaisai – kardiosinchronizatoriai. Valdymo sistema registruoja EKG ir pagal joje esančius užregistruotus dantelius siunčia valdymo signalą į pneumatinę pavarą, kuri tiekia į siurblio pneumokamerą tam tikrą slėgį arba ištraukia iš balionėlio orą. Yra sinchronizatorių, dirbančių ne nuo EKG dantelių, o nuo arterinio spaudimo kreivės.

Siurblys-balionėlis gaminamas iš polietileno, silikono, poliuretano, avkotano (avkotanas – poliuretano ir silikono mišinys) (pvz., „AVCO“). 3.5 paveiksle parodytos skirtingos siurbių balionėlių konstrukcijos.

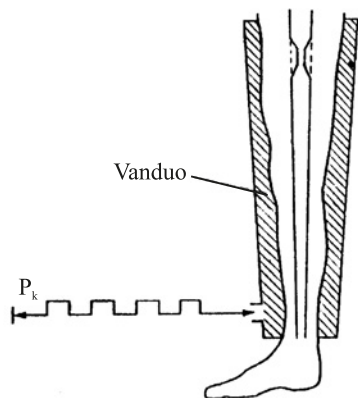


3.5 pav. „AVCO“ ir „Datascop“ firmų siurbliai-balionėliai

Kontrapsacijos efektą galima pasiekti ir naudojant kūno paviršiaus išorinę kompresiją. Tas metodas vadinamas *išorine kontrapulsacija* (IK). Tai neinvazinis metodas ir jį prireikus galima nedelsiant naudoti. Ant kojos dedamas specialus įrenginys, kuris susideda iš: 1) kardiosinchroninio valdymo bloko; 2) hidro- arba pneumopavaros (galūnės suspaudimui); 3) manžėčių, dedamų ant galūnių.

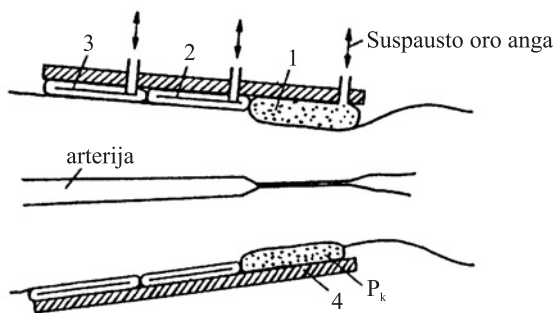
3.6 paveiksle parodyta išorinės kontrapulsacijos sistemos su hidrauline pavara schema.

Išorinės kontrapulsacijos sistemos su hidrauline pavara trūkumas yra tas, kad spaudimas tiekiamas vienu metu ir blauzdai, ir šlaunims (per visą 100 cm arterijos ilgį), tai mažina kontrapulsacijos efektyvumą.



3.6 pav. Išorinės kontrapulsacijos sistemos su hidrauline pavara schema:
 P_k – darbo skysčio spaudimas (galūnei suspausti)

Todėl vėliau buvo pritaikytas sekvenčinis (nuo angl. žodžio *sequent* – sekąs – vienas po kito) išorinio spaudimo tiekimo metodas (3.7 pav.). Nuosekliai jungiamos spaudimo kamerų poros, išdėstytos ant ligo­nio galūnės (blauzdų, šlaunų ir klubų). Įjungimo intervalas – vidutiniškai 50 ms.



3.7 pav. Sekvenčinis išorinės kontrapulsacijos metodas
 1–3 – manžėčių kameros; 4 – manžėčių gaubtas

3.8 pav. parodyta išorinės kontrapulsacijos sistema „CardioPULSAR“.

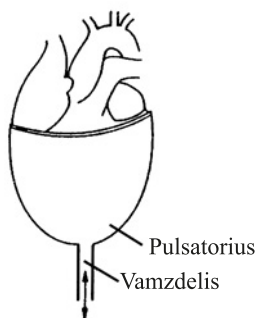


3.8 pav. Išorinės kontrapulsacijos sistema „CardioPULSAR“

Kontrapulsacijos sistema „CardioPULSAR“ susideda iš sinchronizatoriaus (matuojamas EKG, spaudimas, deguonies kiekis kraujyje SpO_2), blauzdos, šlaunų manžetėlių, valdymo bloko, kompresoriaus.

Dar vienas pagalbinės kraujotakos metodas yra *ekstra-aortinė kontrapulsacija* (EK). Metodo esmė: sinchroninė išorinė aortos kompresija atliekama specialiu manžetiniu įtaisu, dedamu tiesiogiai ant aortos ruožo.

Pagalbinės kraujotakos metodams galima priskirti ir kardiomasą. Tai yra tiesioginis periodinis širdies suspaudimas. Tam tikslui ant širdies dedamas pneumatinis pulsatorius (3.9 pav.). Jis susideda iš išorinio kieto gaubto, kuriame yra elastinė membrana. Oras tiekiamas į tarpą tarp gaubto ir membranos. Šio metodo pranašumai: netraumuojami kraujo elementai. Trūkumai: labai didelis invaziškumo laipsnis.



3.9 pav. Kardiomasąs įtaisas

3.2. Dirbtiniai širdies skilveliai

Efektyviausias pagalbinės kraujotakos metodas – dirbtiniai širdies skilveliai, arba parakorporinės širdies apėjimo (angl. *bypass*) sistemos. *Dirbtiniai širdies skilveliai* (DŠS) – tai miniatiūriniai siurbliukai, kurie skirti širdžiai iš dalies pakeisti ir kurie gali dirbti sinchroniškai su širdimi. DŠS susideda iš korpuso, elastinės membranos, vožtuvų, sujungimo vamzdelių (kaniulių). Taip pat naudojami centrifuginiai, ritininiai ir ašinės tėkmės siurbliukai (analogiškai dirbtinės širdies kraujo siurbliams – žr. 2.4 sk.)

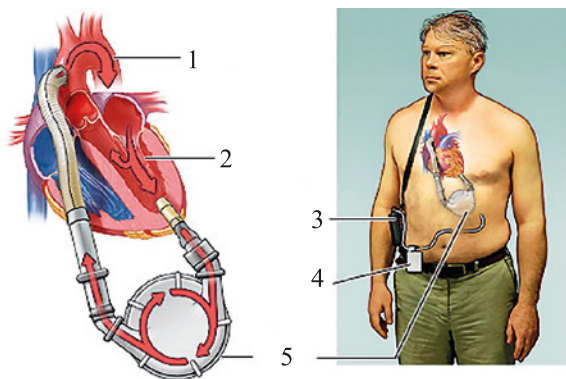
Dažniausiai pakeičiamas kairysis skilvelis (angl. LVAD – Left Ventricular Assist Device), nes jis labiau pažeidžiamas. Kairysis skilvelis atlieka daugiau darbo išstumiant kraują į didįjį kraujotakos ratą.

DŠS gaminti naudojami titanas, poliuretanai, dakronas, silikonas ir kt. medžiagos. Korpusas gali būti pagamintas iš organinio stiklo, elastinė membrana – iš poliuretano.

Dirbtinis skilvelis skiriasi nuo dirbtinės širdies tuo, kad atlieka vieno skilvelio funkcijas, o dirbtinė širdis atlieka visos širdies funkcijas.

1991 m. buvo sukurtos dirbtinių skilvelių valdymo sistemos, leidžiančios žmogui judėti, t. y. vietoje stacionarios, griozdiškos valdymo sistemos naudojama nešiojama. Tokios sistemos pavyzdys yra dirbtinis skilvelis HeartMate. Žmogus, kuriam buvo implantuotas šis skilvelis, išgyveno 505 dienas. Per tą laiką jis galėjo laisvai judėti, normaliai gyventi namie, laukdamas donoro širdies.

Dirbtinis skilvelis implantuojamas pilvo srityje (3.10 pav.). Siurblys su valdymo sistema jungia per odą einantis kabelis. Valdymo sistema gali būti kabinama prie diržo. Baterijos gali užtikrinti 8 val. darbą. Siurblys sveria apie 570 g, korpusas gaminamas iš titano. Siurblys susideda iš kraujo ir dujų kamerų, įėjimo ir išėjimo vamzdelių. Kameras skiria poliuretaninė membrana. Toks skilvelis gali užtikrinti kraujo tekėjimą iki 12 l/min. greičiu.



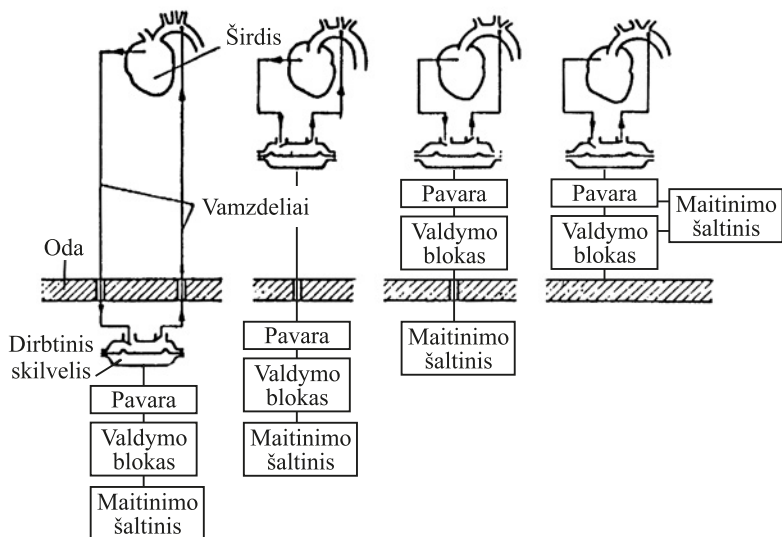
3.10 pav. Dirbtinis širdies skilvelis: 1 – aorta; 2 – kairysis skilvelis;
3 – baterijos; 4 – valdymo sistema; 5 – siurblys

Iėjimo ir išėjimo angos turi užtikrinti laminarinį kraujo tekėjimą.

Skirtingiems papildomos kraujotakos aparatams naudojami kelių rūšių pavaros. Labai paplitusios pneumopavaros, kurioms dirbant teigiamas dujų slėgis lemia kraujo išstūmimą iš siurbliuko, o nulinis arba neigiamas (vakuumas) – siurbliuko užpildymą krauju. Taip pat naudojama hidraulinė pvara, kai siurbliukas pradeda dirbti dėl skysčio (dažniau vandens) slėgio. Pastaruoju metu kai kuriuose aparatuose naudojamos mišriosios pavaros – elektrohidraulinės, elektromechaninės ir kt.

Pagal veikimo principą DŠS sistemos skirstomos į visiškai ir iš dalies implantuotas. 3.11 paveiksle parodytos galimas implantavimo schemas.

Visiškai autonominėse sistemose siūloma naudoti atomų energiją ir elektrocheminius šaltinius, dirbančius organizmų reagentų, pvz., gliukozės, pagrindu. Iš dalies implantuojamose sistemose maitinimo šaltinis yra portatyviniai elektrocheminiai akumuliatoriai (gali dirbti ne mažiau kaip 8 val.). Implantuoti akumuliatoriai pakraunami indukcinio metodu 160 kHz dažniu. Išorinė ritė lokalizuota ant krūtinės laštos odos, kita ritė yra po oda, 15 mm atstumu nuo odos paviršiaus.



3.11 pav. Galimos DSS sistemos implantavimo schemos:

1 – visi elementai yra kūno išorėje. Siurblys sujungtas su kraujo apytakos sistema dviem vamzdeliais; 2 – siurblys yra krūtinės ąšto viduje, o kiti elementai neimplantuoti; 3 – siurblys ir valdymo sistema implantuoti, maitinimo šaltinis lieka kūno išorėje; 4 – visi elementai implantuoti

Implantuojamose sistemose gali būti naudojamos hidraulinės ir elektromechaninės pavaros, nes jas galima miniatiūrizuoti, o pneumopavaro yra didelių gabaritų ir negali būti implantuotos į kūną.

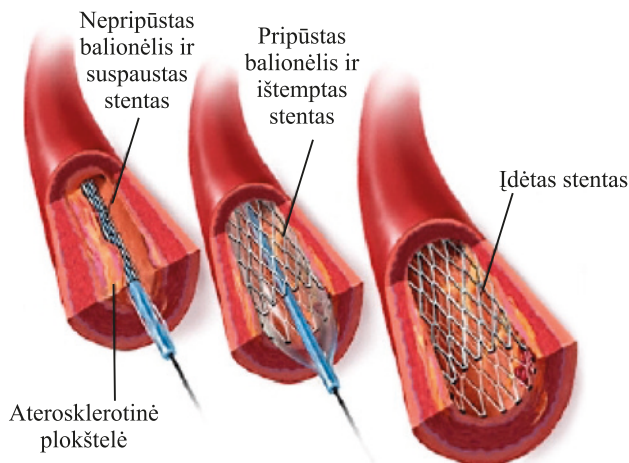
3.3. Stentai

Stentas – tai labai plono specialaus metalo vamzdelio formos tinklėlis, kuris lyg karkasas palaiko išsiplėtusią kraujagyslę. Pastaraisiais metais atsirado vaistus išskiriančių stentų, dar labiau apsaugančių nuo išplėtos vietos siaurėjimo ateityje.

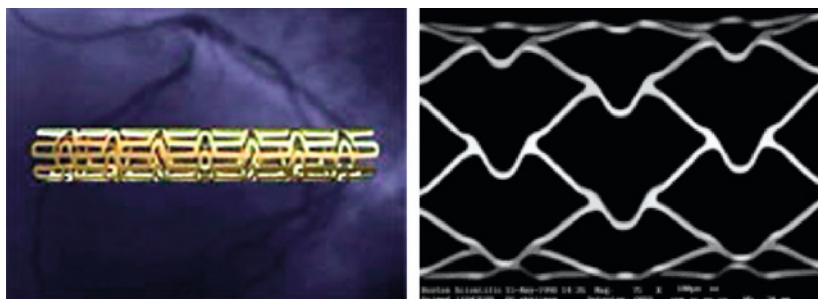
Į kraujagyslę įkišamas zondas su nepripūstu balionėliu ir suspaustu stentu (3.12 pav.). Pripūčiant balionėlį, stentas tempiasi, kol atsiremia į kraujagyslės sienelę. Balionėlis sutraukiamas ir pašalinamas zondas. Neišpūsto balionėlio skersmuo mažas – apie 1 mm, išpūsto – 2–4 mm skersmens, t. y. tokio kaip kraujagyslės spindis. Procedūros

metu iš įvairių kryptių daroma daug rentgeno nuotraukų, leidžiamas rengenokontrastinis tirpalas, kontroliuojama procedūros eiga. Taip pat skiriami kraujo krešėjimą mažinantys (heparinas, aspirinas), kraujagysles plečiantys vaistai..

Stentai (3.13 pav.) gaminami iš *nitinolio* – Ti ir Ni lydinio ir tantalio. Nitinolis priskiriamas prie SMART (protingų) medžiagų, nes pasižymi formos atmintimi. Be to, ši medžiaga yra biosuderinama.



3.12 pav. Stento įkišimo į kraujagyslę schema



3.13 pav. Stentai

4. IMPLANTUOJAMAS ELEKTROKARDIOSTIMULIATORIUS (EKS)

Širdies dešiniojo prieširdžio sienelėje esantis sinusinis mazgas natūraliai periodiškai generuoja elektrinius impulsus. Jį galima laikyti kaip ir natūraliu širdies *elektrostimuliatoriumi*, nes jo siunčiami impulsai priverčia ritmiškai susitraukinėti širdį ir palaiko viso kūno kraujotaką. Iš sinusinio mazgo kiekvienas impulsas patenka į prieširdžių – skilvelių mazgą, po to laidžiosios sistemos šakomis išplinta skilveliuose ir priverčia juos susitraukti: iš skilvelių kraujas išvaromas į didžiąsias kraujagysles.

Dėl įvairių priežasčių (sinusinio, atrioventrikulinio mazgų ir aortos audinių ligos pakeičia širdies depolarizacijos kelią) laidžiosios sistemos funkcija gali sutrikti, tada sutrinka širdies ritmas, pavyzdžiui, sumažėja iki 40 k/min., protarpiais (kelioms sekundėms) širdis gali net stabtelėti. Visa tai atsispindi elektrokardiogramoje. Gydomo medikamentais poveikis tik trumpalaikis ir ne visada gali būti veiksmingas. Tokiais atvejais širdies ritmui reguliuoti taikomi įvairūs elektrinės stimuliacijos metodai. Jie parenkami atsižvelgiant į stimuliavimo tikslą (profilaktinį, diagnostinį, gydomąjį), ritmo sutrikimų priežastį ir jų plėtojimosi mechanizmą.

Tačiau visų *elektrinės stimuliacijos metodų esmė* ta, kad natūralūs biologiniai elektriniai impulsai pakeičiami reikalingos amplitudės, trukmės ir dažnio išoriniais elektriniais impulsais. Atsižvelgiant į situaciją, naudojami vienkartiniai impulsai, tam tikro skaičiaus impulsų sekos arba periodiškai pasikartojantys apibrėžto dažnio impulsai. Nuo to priklauso stimuliacija – nuolatinė arba laikinoji.

Kasmet pasaulyje implantuojama nuo 300 000 iki 500 000 širdies elektrostimuliatorių. Lietuvoje jų implantuojama apie 850–950 ir beveik šimtui mūsų respublikos gyventojų pakeičiami išsekę aparatai. Šiuolaikiniai EKS padeda jiems grįžti į aktyvų gyvenimą.

Pasaulinėje rinkoje šiuo metu egzistuoja kelios bendrovės: *Biotronik*, *Medtronic*, *Pacesetters (St. Jude Medical)*, *Sorin*, *Vitatron* ir kt.

Teigiama, kad implantuojamieji stimulatoriai kinta vidutiniškai kas 7–8 metus.

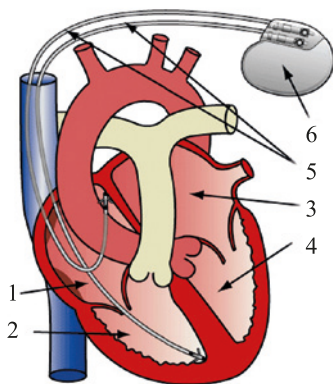
4.1. Elektrokardiostimuliacija

Kai širdies sinusinio mazgo ląstelės negeneruoja elektros impulsų pakankamu dažniu arba kai šie natūralūs impulsai nepraeina laidžiaja sistema į skilvelius, o vaistai nepadeda, žmogui lieka vienintelis išsigelbėjimas – implantuoti **elektrokardiostimulatoriaus EKS** (4.1 pav.).

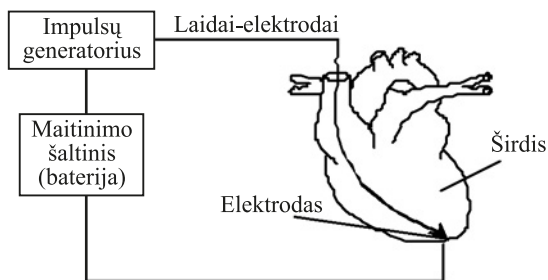
Širdies raumens (miokardo) skaidulos pasižymi dideliu jautrumu ir atsako susitraukdamos tiesiogiai stimuliuojant labai mažą elektros srovę: apie 0,8–1,2 mA arba 0,5–2 V amplitudės 0,5–2 ms trukmės impulsais. Kiekvienu atveju šių impulsų parametrai priklauso nuo ligonio amžiaus, kūno temperatūros, hemodinaminių ir kitų veiksnių. Širdis depoliarizuojasi ir susitraukia tuoj pat gavusi elektrinį impulsą.

Elektrokardiostimuliavimo sistemą sudaro tokios pagrindinės dalys (4.2 pav.):

- 1 - maitinimo šaltinis (baterija);
- 2 – periodinių elektrinių virpesių generatorius;
- 3 – laidai-elektrodai;
- 4 – pati širdis.



4.1 pav. EKS implantavimo schema: 1 – dešinysis prieširdis;
2 – dešinysis skilvelis; 3 – kairysis prieširdis; 4 – kairysis skilvelis;
5 – laidai-elektrodai; 6 – impulsų generatorius



4.2 pav. Elektrokardiostimuliavimo sistemos schema

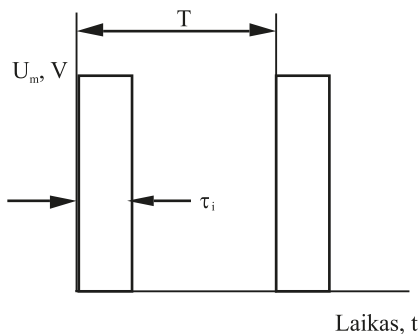
Išskyrus širdį, visos sistemos dalys yra elektroninės, todėl turi atitikti šiuos reikalavimus:

- generuoti reikiamo dažnio, amplitudės, trukmės impulsus,
- užtikrinti energijos šaltinio ekonomiškumą ir ilgaamžiškumą,
- viso EKS mažus gabaritų,
- laidų-elektrodų mechaninį atsparumą,
- taip pat neiškreipti impulso formos.
- be to, turi būti tenkinami svarbūs medicininiai ir biologiniai reikalavimai: šios dalys turi būti hermetiškos, sterilios, indiferentiškos audiniams (t. y. biosuderinamos).

Širdies elektrostimuliacija yra savaip ypatinga. Į elektrinį stimulą širdis atsako pagal principą „viskas arba nieko“. Vadinasi, egzistuoja griežtas įtampos bei srovės „slenkstis“, kurį pasiekus širdis visiškai susitraukia, o žemiau jo – pastebimai nereaguoja. Be to, širdies struktūrose elektros impulsai nesukelia skausmo pojūčio. Tačiau, stimuluojant skilvelius, atsitiktinai ar gerokai aukštesnio dažnio negu normalus širdies ritmas, nors ir nedidelės amplitudės impulsai sukelia pavojingą širdies ritmo sutrikimą – *skilvelių fibriliaciją*.

Labai svarbu, kad elektrodas labai glaudžiai liestųsi prie dirginimo raumens, tik tada bus pasiektas maksimaliai įmanomas minimalus dirginimo slenkstis. Šiek tiek atitolus elektrodai nuo raumens, dirginimo slenkstis padidėja labai stipriai, t. y. dirginimo slenkščio energija yra tiesiog proporcinga atstumo kvadratui.

Dažniausiai stimuliacijai naudojami stačiakampiai impulsai (4.3 pav.)



4.3 pav. Stimuliacijai naudojamų impulsų seka

Kiekvieno impulso metu perduodama energija:

$$E_i = \frac{U_m^2}{R_k} \tau_i + U_m IT; \quad (4.1)$$

čia U_m – impulso įtampos amplitudė, τ_i – impulso trukmė, R_k – elektrodo-širdies varža, kuri gali kisti nuo 100 iki 1 400 Ω – tai priklauso nuo elektrodo-audinių paviršiaus kontakto, I – tekančios srovės stipris, T – periodas tarp impulsų. Kaip matyti iš (4.1), siunčiama energiją galima keisti, keičiant impulso įtampos amplitudę ir trukmę. Širdies varža yra ominės prigimties. Savitoji jos varža impulsams, kurių trukmė neviršija 1 ms, yra 6–7 Ωm .

Implantuoto EKS veikimo trukmę sutrumpina lūžęs elektrodo laidas, pažeista laido izoliacija ir išsekusi baterija. Yra biologinių ir medicininių problemų, pvz., organizmo imuninė elektrodo atmetimo reakcija ir kt. Jodo-ličio (Li) baterijų ir porėtųjų nedidelių 2–2,5 mm skersmens elektrodų panaudojimas prailgino EKS tarnavimo trukmę.

4.2. Elektrokardiostimuliatorius

Anksčiau minėti impulsai gaunami prietaisu, kuris vadinamas *elektrokardiostimuliatoriumi* (EKS). Šiuolaikinė medicina naudoja daug įvairių tipų elektrostimuliatorių. Jie gali būti stacionarūs, nešiojamieji ir implantuojami (4.4 pav.).



4.4 pav. Implantuojamas elektrokardiostimuliatorius

Paprastai EKS sudarytas iš baterijų ir elektroninės dalies, kuri iš pastovios srovės generuoja trumpus stačiakampės formos impulsus (4.3 pav.). Įrenginys hermetizuojamas uždarame korpuse iš organizmui inertiško metalo, dažniausiai nerūdijančio metalo ar titano. Iš stimuliatoriaus elektriniai impulsai į širdį patenka izoliuotais laidais-elektrodais, kurių kontaktai liečia širdies audinius. Elektrokardiostimuliatoriuje impulsus generuoja generatorius, kurio schema yra nesudėtinga, joje nedaug elementų, be to, generatorius generuoja stačių frontų mažos trukmės impulsus. Jų amplitudės kelis kartus gali viršyti maitinimo šaltinio įtampos amplitudę.

Generatorių sudaro keturi pagrindiniai elementai:

- energijos šaltinis,
- tranzistorius, veikiantis rakto režimu (*tranzistoriai* – puslaidininkiniai stiprintuvai),
- impulsų kūrimo grandinė (R, C),
- transformatorius (įtampa žemina arba aukština, stiprina arba silpnina, srovę).

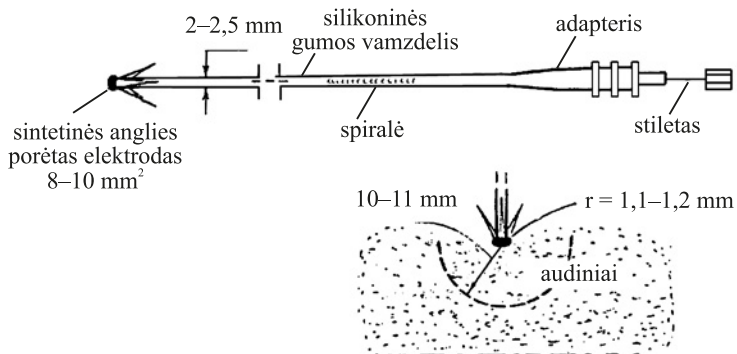
Tarp transformatoriaus ričių yra labai stiprus indukcinis ryšys. Autosvyravimas tokiaime generatoriuje vyksta dėl dviejų laikinai stabilų būvių periodinės kaitos. Vieno iš būvių metu tranzistorius yra atidarytas, o kito – uždarytas. Būviai keičiasi elektronų griūtimi ir taip formuojami kiekvieno impulso priekinis ir užpakalinis frontai. Pauzės tarp impulsų trukmė (impulsų sekos periodas) priklauso nuo kondensatoriaus (C) iškrovimo laiko. Pačių generuojamų impulsų trukmė τ_i tiesiogiai proporcinga transformatoriaus induktyvumui, transformacijos koeficientui, tranzistoriaus stiprinimo koeficientui ir atvirkščiai proporcinga tranzistoriaus įėjimo varžai. Impulsų frontų trukmės priklauso nuo transformatoriaus apvijų sklaidos induktyvumų, talpų. Kuo didesni sklaidos induktyvumai, talpos ir kuo mažesnis transformatoriaus ribinis dažnis, tuo ilgesni impulsų frontai.

4.3. Laidai-elektrodai ir jų kontaktas su organizmo audiniais

Kaip minėta, elektriniai impulsai patenka į širdį laidais-elektrodais. Žinant, kad širdis susitraukia apie 4×10^7 kartų per metus (kai pulso dažnis ≈ 75 k/min.), taip pat labai svarbios laidų-elektrodų savybės. Širdies raumuo, kiekvieną kartą susitraukdamas ir atsipalaiduodamas, laidą energingai lenkia, tiesia, tempia. Todėl paprastai jie gaminami iš nerūdijančių, elastingų, audiniams indiferentiškų laidininkų, dažniausiai įvairių metalų lydinių: platinos, iridžio, chromo, nikelio ir pan. Pats laidininkas susukamas į spiralę, kuri geriausiai atlaiko lenkimo deformacijas. Dvieilė ar trieilė spiralė apjuosama silikonine guma arba rečiau poliuretanu. Silikoninė guma nesukelia atmetimo reakcijos, yra biosuderinama, nenuodinga ir ilgaamžė. Spiralės gale yra smailas vientisas laidininkas – elektrodas (mikroelektrodas). Jis tiesiogiai liečiasi su širdies sienele. Šiuolaikinių laidų, skirtų širdies elektrostimuliacijai, kokybė nepakinta 10–15 metų.

Per šį elektrodą elektriniai impulsai stimuliuoja širdies raumenį, priversdami širdį susitraukti.

Pats elektrodas yra tik mažas 1,1–1,2 mm spindulio pusiau rutulio formos konstrukcijos elementas, įtaisytas viename laido gale. Visa laido-elektrodo konstrukcija pavaizduota 4.5 paveiksle.



4.5 pav. EKS laido-elektrodo konstrukcija

Prie vieno spiralės galo pritvirtintas elektrodas, prie kito – adapteris (konektorius, jungiklis), kurio elektrodas sujungiamas su impulsų generatoriumi. Pro adapterio galą į spiralės kanalą gali būti įstumiamas stiletas – nestora, bet stangri viela su rankenėle, padedanti elektrodą įkišti pro venas.

Silikoninis vamzdelis prie pat elektrodo turi kelias ataugas (4.6 pav.). Jos užsikabina už dešiniojo skilvelio viršūnėje esančių trabekulų ir palaiko elektrodo stabilumą, kol per keliolika dienų susidaro jungiamasis audinys – galutinai pritvirtina elektrodą prie endokardo (vidinio širdies apvaskalo).

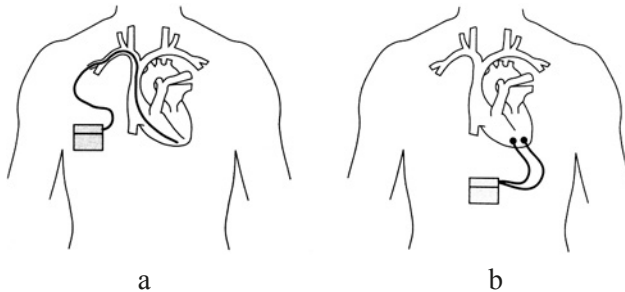


4.6 pav. Silikoninio vamzdelio ataugos

Be to, elektrodų kontaktas su širdimi privalo būti saugus keletą metų. Norint tai užtikrinti, taikomi du elektrodų prijungimo metodai:

1. *endokardinis*, kai elektrodas didžiąja vena per kateterį įkišamas į dešinįjį skilvelį (4.7 a pav.), kad liestųsi su vidine širdies sienele, o poodyje įsiuvas specialus elektros impulsų generatorius, vadinamas EKS, ir sujungiamas su elektrodu. Taip natūralūs širdies elektros impulsai pakeičiami dirbtiniais, sugebančiais sukelti širdies susitraukimus reikiamu dažniu.

2. *epikardinis*, kai elektrodai yra prisiuvami prie išorinės širdies sienelės chirurginiu būdu ir elektrodai dėl to yra audiniuose (4.7 b pav.).



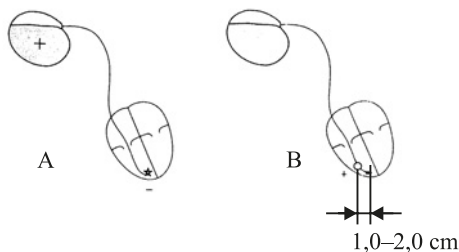
4.7 pav. Elektrodų prijungimo būdai: endokardinis (a) ir epikardinis (b)

Stimuliacija gali būti *vienpolė ir dvipolė* (4.8 pav.). Esant *vienpolei stimuliacijai* širdies vidaus laido kontaktinė galvutė yra katodas, o stimulatoriaus korpusas – anodas.

Energijos ekonomiškesniam palaikyti klinikinėje praktikoje naudojama vienpolė stimuliacija, t. y. elektrodas, kontaktuojantis su širdies sienele, turi neigiamąjį krūvį; suprantama, tam, kad elektros grandinė „užsidarytų“, aparato korpuso krūvis turi būti teigiamas. Tokio katodinio elektrodo paskirtis – pačios širdies biopotencialų, atsirandančių dėl jos spontaninių susitraukimų, detekcija (aptikimas). Taigi aparatas per laidą-elektrodą ne tik siunčia elektrinius impulsus, bet ir gauna informaciją apie širdies veiklą.

Laidas-elektrodas įkišamas pro poraktikaulinę veną į dešiniojo skilvelio viršūnę. Elektrodas (katodas) liečia endokardą. Katodą dengia platina arba sintetinė anglis. Šios medžiagos labai atsparios ko-

rozijai, sukelia minimalią audinių reakciją. Anodo vaidmenį atlieka metalinis EKS korpusas, pagamintas iš titano. Stimuliuojančio elektrodo paviršiuje srovės tankis toks didelis, kad sukelia miokardo ląstelių depoliarizaciją. Kadangi EKS korpusas yra palyginti didelio ploto, audiniai šalia EKS nedirginami.



4.8 pav. Vienpolės (A) ir dvipolės (B) širdies elektrostimuliacinių sistemų schema

Dvipolės stimuliacijos metu laido kontaktinė galvutė yra kotodas, o toliau (apie 1,0–1,5–2,0 cm atstumu) esantis kontaktinis žiedelis – anodas. Šiuo atveju stimulatoriaus korpusas yra neutralus.

Vienpoliai laidai-elektrodai yra plonesni, nes jie turi vieną kompaktiškai susuktą spiralę (4.9 a pav.), dvipoliai – dvi (4.9 b pav.).



4.9 pav. Vienpoliai ir dvipoliai laidai-elektrodai

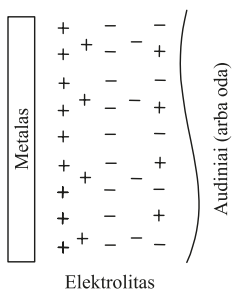
Reikia skirti laido varžą ir elektrodo varžą. Laido varža – tai metalinės vielos, susuktos spirale, varža. Jeigu spiralės kartu su laidu ilgis – apie 50–60 cm, tai ši varža yra apie 80–100 Ω . Elektrodo varža – tai elektrodo aplinkoje esančių audinių tūrio varža. Pusiau sferinio elektrodo tūrio varža įvertinama pagal tokią formulę:

$$R_e = \frac{\rho}{2\pi r}, \quad (4.2)$$

čia r – elektrodo spindulys, ρ – audinių specifinė varža, miokardo – 6 000–7 000 Ωmm . Pvz., šiuolaikinis stimuliavimo elektrodas yra mažas, jo spindulys $r = 1,1\text{--}1,2\text{mm}$, todėl jo tūrio varža $R \cong 800\text{--}900 \Omega$. Tokio elektrodo geometrinio paviršiaus plotas – 8–10 mm^2 . Pažymėtina, kad elektrodo tūrio varžos dydį lemia ne visi audiniai, o tik arti, maždaug 10 mm spinduliu aplink elektrodą, esantys audiniai (4.5 pav.). Kuo elektrodas mažesnis, tuo jis labiau veikia arti esančius audinius ir mažiau turi tiesioginės įtakos toliau esantiems audiniams.

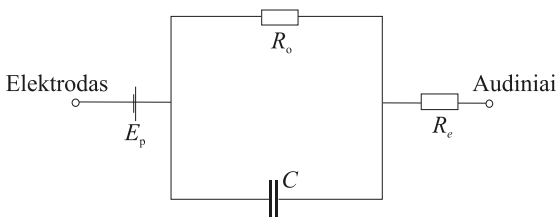
Labai svarbus yra ir elektrodo kontaktas su organizmo audiniais. Elektrodui kontaktuojant su audiniu kietojo kūno ir skysčio paviršiuje susidaro vadinamasis poliarizacinis potencialas, nes elektrode (metale) krūvininkai yra elektronai, o audinyje – jonai. Todėl jonams paliekant elektrolitą ir skverbiantis į metalą atsiranda dvigubas, maždaug jono spindulio storio, priešingo ženklo krūvių poliarizuotas sluoksnis; įvyksta krūvininkų persiskirstymas (panašus į jų pasiskirstymą kondensatoriuje, 4.10 pav.). Todėl šį kontaktą galima pateikti kaip ekvivalentinę tam tikros talpos ir varžų schemą (4.11 pav.). Šis kontaktas turi didelę talpą, lygiagrečiai jai prijungtą ominę varžą ir jiems kartu nuosekliai prijungtą audinių (elektrolito) varžą. Visa varža (impedansas):

$$Z = R_e + \frac{R_o}{1 + 2\pi\nu CR_o} \quad (4.3)$$



4.10 pav. Elektrodo ir organizmo audinių (arba odos) kontaktas

Elektrodo ir miokardo kontaktas laikui bėgant keičiasi, nes keičiasi joninės srovės poliarizacija, audinių savybės (pavyzdžiui, didėja elektrodo įvedimo vietos randas), širdies mechaninis judesys. Kiekvieno šio pokyčio požymis yra elektrodo impedanso (varžos) didėjimas.



4.11 pav. Audinio ir elektrodo kontakto ekvivalentinė schema

Šią problemą galima spręsti didinant impulso įtampą arba impulso trukmę. Norint išvengti poliarizacijos efekto, naudojami arba porėti elektrodai, arba bifaziniai impulsai, t. y. generatorius vieno ciklo metu formuoja teigiamos įtampos impulsą, o kito – neigiamos. Taip kiekvienas tolesnis impulsas panaikina ankstesniojo impulso poliarizaciją. Porėto elektrodo paviršiuje yra daug mikroįdubimų, porų. Tai didina bendrą paviršiaus plotą ir mažina poliarizaciją.

Visa organizmo audinių, esančių po elektrodais, varža ir talpa priklauso nuo elektrodų paviršiaus ploto, nuo elektrodų pritvirtinimo prie kūno paviršiaus stiprumo, taip pat nuo pačių audinių būklės (patinimo, kraujų užpildymo ir pan.). Esant nuolatinei srovei, ši varža yra 1 000–5 000 Ω eilės, o talpa – kelių šimtųjų mikrofardų eilės (kai elektrodai „taškiniai“, varža padidėja iki keliasdešimties tūkstančių ir talpa sumažėja iki tūkstantųjų mikrofardo dalių).

4.4. Stimuliatoriaus energijos šaltinis

Aparato energijos šaltinis – maitinimo elementai arba baterijos, kurių cheminė sudėtis gana skirtinga.

Stimuliatoriams naudojami įvairūs maitinimo šaltiniai: implančiuojamos su stimuliatoriumi baterijos, akumuliatoriai, kurie periodiškai gali būti pakraunami per atstumą iš išorės, ieškoma būdų, kaip

panaudoti biologinius energijos šaltinius, paverčiant mechaninę ar biologinę energiją elektrine. Tačiau plačiausiai naudojamos baterijos, esančios implantuojamame stimuliatoriuje. Baigiantis jų energijai, keičiamas visas stimulatorius, prijungiant prie elektrodų naują.

Tam tikrą laikotarpį į stimulatorius buvo įdedamos įvairios baterijos. Gana ilgai buvo naudojamos iš *gyvsidabrio-cinko* pagamintos baterijos. Pradiniu širdies stimuliacijos laikotarpiu imta naudoti *nikelio-kadmio* baterijas, kurios būdavo periodiškai įkraunamos iš buitinio elektros tinklo. Pacientams tekdavo vieną parą gulėti lovoje, uždėjus atitinkamą įkroviklį ties implantuotu aparatu. Šią energijos įkrovimo procedūrą tekdavo atlikti vieną kartą per savaitę, tai buvo didelis ne tik fizinis, bet ir psichologinis nepatogumas, todėl šios rūšies baterijų buvo atsisakyta. Netiko ir tai, kad *gyvsidabrio-cinko* ir *nikelio-kadmio* energijos šaltiniuose vykstančios elektrocheminės reakcijos sukurdavo šalutinį ir nepageidaujamą produktą – dujas (vandenilį ir pan.). Vėliau buvo įsitikinta, kad daugiausia energijos (ampervalandėmis, Ah) ir jos tankį (vatvalandėmis kubiniam centimetrui cm^3) gali sukongcentruoti įvairių ličio junginių baterijos. Anksčiau buvo naudojamos ličio-vanadžio oksido, ličio-vario oksido, ličio-trionilchlorido, ličio-mangano oksido, o pastaraisiais dešimtmečiais – ličio-jodo baterijos.

Ličio junginiai neišskiria dujų, išskyrus ličio-vario sulfidą, todėl jie gali būti hermetiškai uždaryti aparato korpuse, į kurį drėgmei patekti neįmanoma. Ličio ir kitų cheminių elementų tarpusavio reakcijos sukelia tik menką jų paburkimą, nesusidaro korozinių medžiagų, galinčių pažeisti elektroninę aparato grandinę – impulsų generatorių. Ličio-jodo energijos koncentracija sudaro 1,14 vatvalančių kubiniam centimetrui (Wh/cm^3), o neįkrautų baterijų įtampa – 2,8 V. Tiesa, kitų minėtų ličio junginių baterijų įtampa yra didesnė (3,2–3,6 V), tačiau energijos koncentracija sudaro tik 0,7–1,09 Wh/cm^3 .

Šiuolaikiniams energijos šaltiniams keliami reikalavimai:

1. Maksimaliai didelė energijos koncentracija;
2. Labai lėtas savaiminio išlydžio (išsikrovimo) tempas;
3. Pakankamos energijos atsargos pastebėjus pirmuosius išsekimo ir visiško išsekimo požymius (yra užtektinai laiko aparatui pakeisti). Baterijų išsekimas turi būti laiku pastebėtas, o pats procesas,

baterijų „elgsena“ prieš visišką išsekimą turi būti prognozuojami. Taip būtų galima išvengti lemtingų netikėtumų, staiga praradus energiją.

Šiuos reikalavimus beveik visišškai atitinka *ličio-jodo* baterijos, nes jos yra kompaktiškos, hermetiškai uždaromos, jų darbo laikas – nuo 12–14 metų. Sprendžiant baterijų ilgaamžiškumo problemą, bandoma sukurti tokius šaltinius, kurie nenaudotų energijos tarp siunčiamų impulsų. Pastaruoju metu atliekami atominių (ar branduolinių, pvz., plutonio) maitinimo šaltinių tyrimai, tačiau šiuo atveju iškyla radioaktyvių medžiagų patekimo į organizmą problema.

Pastaruoju metu naujausi šiuolaikiniai EKS dirba radijo dažnių principu: signalai siunčiami iš išorinio siųstuvo, o priimami kūno viduje implantuotu imtuvu, paskui elektrodais perduodami į širdį. Šiuo atveju maitinimo šaltinis nešiojamas išorėje. Tokio EKS korpuse yra įmontuojamas pjezoelektrinis jutiklis. Kai jis dėl pasikeitusio paciento kūno aktyvumo išlinksta arba yra spaudžiamas, elektrokardiostimulatorius automatiškai didina arba mažina impulsų siuntimo dažnį. Tokie šiuolaikiniai EKS gali keisti širdies susitraukimo dažnį nuo 25 dūžių per minutę (d/min.) iki 155 d/min. Tai leidžia pacientui gyventi visavertį gyvenimą. Be to, tokie EKS keičia ir impulsų amplitudę (nuo 2,5 iki 10 V), ir impulsų trukmę (nuo 0,1 iki 2,3 ms) bei kitus parametrus.

Šiuo metu į stimulatorius yra dedamos dviejų pagrindinių gamintojų „Wilson Greatbatch“ arba „Litronik“, kur kas rečiau – „Promeon“ firmos ličio-jodo baterijos. Atsižvelgiant į implantuojamo aparato funkcinių galimybių apimtį, jų baterijų talpa labai skiriasi ir svyruoja maždaug nuo 1,25 Ah iki 2,8 Ah (priklauso nuo stimuliavimo režimo). Baterijos užima apie du trečdalius aparato vidinio tūrio, kitą trečdalį – elektroninė grandinė, impulsų generatorius. Taigi baterijos ir lemia viso aparato svorį ir iš dalies veikimo trukmę.

Jodo-ličio elementas yra pajėgus sužadinti 2,8V elektros energiją. Didėjant dirginimo slenksčiui, šios impulsų amplitudės gali neužtekti. Tenka naudoti įtampos stiprintuvus.

5. DIRBTINIAI ŠIRDIES VOŽTUVAI

Dirbtinių vožtuvų funkcija – sudaryti vienos krypties kraujo srautą. Vožtuvų protezai būna (5.1 lentelė):

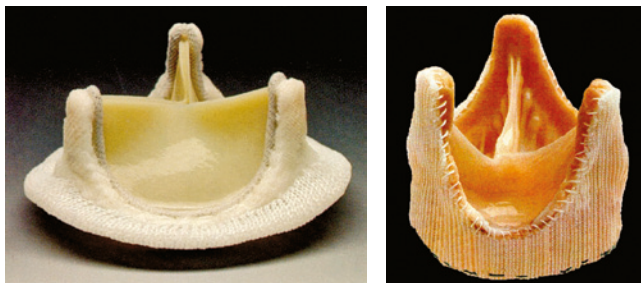
- mechaniniai ir
- biologiniai (5.1 pav.).

Biologiniai skirstomi į:

- **Homograftus** – specialiai paruoštas donoro (mirusio žmogaus) vožtuvas;
- **Ksenograftus** (lot. *xenos* – svetimas) – gyvūnų vožtuvas. Perspektyviausias gyvūnas-donoras yra kiaulė, nes jas galima išauginti specifinėje sterilioje aplinkoje, be to, kiaulės lengvai pasiduoda genetinėms modifikacijoms įterpiant ar pašalinant genetinę informaciją. Naudojami retai, dar tyrimų stadijoje, nes gyvūnų virusai gali persiduoti žmonėms ir žmogaus organizmas atmeta svetimą organą.
- **Autograftus** – to paties paciento plautinio kamieno vožtuvas panaudojamas aortos vožtuvui, o vietoje plautinio kamieno vožtuvo įstatomas homograftas arba ksenograftas. Tai vadinama Roso operacija.

5.1 lentelė. Širdies vožtuvų protezų modeliai

A. Mechaniniai
• Disko formos uždaramasis elementas • Rutulio formos uždaramasis elementas • Dviejų plokštelių uždaramasis elementas
B. Biologiniai
• Ksenograftai • Homograftai • Autografai



5.1 pav. Biologiniai vožtuvai

Statistikos duomenimis, implantuojama apytiksliai 17 % biologinių vožtuvų ir 83 % – mechaninių.

Palyginamoji širdies vožtuvų protezų analizė pateikta 5.2 lentelėje.

5.2 lentelė. Širdies vožtuvų protezų pranašumai ir trūkumai

Vožtuvų tipas	Pranašumai	Trūkumai
Mechaniniai	1. Ilgaamžiškumas, atitinkantys žmogaus gyvenimo trukmę. Todėl naudojami jauniems ligoniams (iki 40–45 m.) 2. Geresnė homodinamika	Ligoniai turi būti nuolat profilaktiškai gydomi antitrombotikais (aspirinu ir antikoagulantais), siekiant išvengti trombozės
Biologiniai	Mažiau trombogeniški ir nereikalauja ilgalaikės antikoaguliacijos (vartoti vaistus), t. y. geriau toleruojami organizmo	1. Greičiau susidėvi, todėl asmenims, jaunesniems nei 40 metų, nenaudojami 2. Blogesnė hemodinamika

Dirbtiniai vožtuvai susideda iš karkaso, turinčio žiedą, ir kojelės bei uždarojo elemento. Karkaso kojelės palaiko dirbtinio vožtuvo uždarojamąjį elementą ir, tekant kraujui, reguliuoja elemento judesius. Šiuo metu yra per 100 skirtingų modelių.

Mechaninių vožtuvų uždaromasis elementas būna:

- disko (5.2 pav. a),
- dviejų plokštelių (5.2 pav. b),
- rutulio formos (5.3 pav.).



a

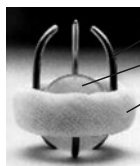


b

5.2 pav. Dirbtiniai vožtuvai: a – disko formos vožtuvas „Bjork-Shiley“ (1975 m); b – dviejų plokštelių vožtuvas (1997 m.)

1952 metais Bostone buvo implantuotas vietoj nesveiko aortos vožtuvo pirmasis dirbtinis širdies vožtuvas, pavadintas Hufnagelio vožtuvu (5.3 pav.).

Rutulinių vožtuvų trūkumas yra dideli gabaritai ir rutulio išdėstymas pratekančio srauto viduryje. Tai sukelia kraujo srauto turbulentiškumą ir trombų susidarymą (5.4 pav.). Be to, uždarant rutulį susidaro didelės jėgos, ir tai irgi gali būti trombų atsiradimo priežastis.



Kojelės
Uždaromasis elementas
Žiedas

5.3 pav. Hufnagelio rutulinis vožtuvas



5.4 pav. Trombų susidarymas rutuliniame vožtuve

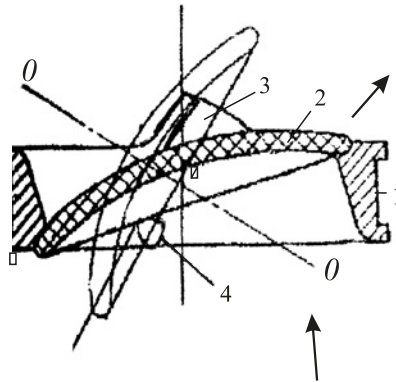
Disko formos vožtuvai buvo sukurti vėliau (apie 1975 m.), jie sumažino vožtuvo gabaritą, kraujo turbulentiškumą, būdingą rutulinio tipo vožtuvams. Disko formos vožtuve kaip uždaromasis elementas

vietoje rutulio buvo naudojamas plonas diskas. Sukdamasis apie savo ašį, jis leidžia pagrindinę angą pratekėti kraujui.



5.5 pav. Atvertas disko formos vožtuvas (atsivėrimo laipsnis – 60°)

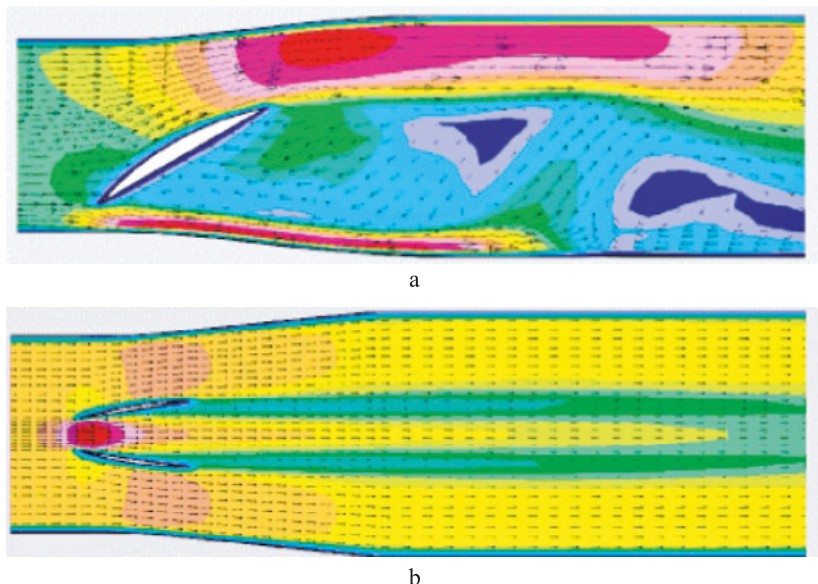
Diskas įtvirtinamas korpuse kampu. Kampas gali būti nuo 1 iki 25° .



5.6 pav. Disko formos vožtuvas

Tekant kraujui diskas 2 pasisuka korpuse 1 ir jo pasukimas apribotas dviem iškilimais 3 ir 4. Širdžiai susitraukiant kraujas slegia įgaubta disko paviršių. Kadangi diskas įtvirtintas tam tikru kampu korpuse 1, tai pasisukant diskui atsiranda jėgų, veikiančių iš abiejų ašies pusių, skirtumas ir jis greitai atsiveria. Diastolės metu tam tikras kraujo kiekis pradeda tekėti atgal (iš aortos). Pradėjus tekėti atgaliniam srautui susidaro jėga, kuri stipriai prispaudžia diską prie korpuso. Kiti jų pranašumai: geros hemodinaminės savybės ir galimybė sumažinti trombozų susidarymą. Kraujo srauto slėgis pasuka plokštes į vertikalią atidarytą padėtį.

1997 metais pradėti naudoti „St. Jude Medical“ dviejų plokštelių tipo vožtuvai. Jie gali atsidaryti vertikaliau nei diskiniai vožtuvai (5.7 pav.), taip sumažindami kraujo srauto turbulentiškumą. Jų atsivėrimo laipsnis – 80° .



5.7 pav. Per vožtuvus pratekančio kraujo srauto kompiuterinis modeliavimas: a – disko formos vožtuvas; b – dviejų plokštelių vožtuvas

Projektuojant širdies vožtuvų protezus, vertinami tokie parametrai:

- 1) hemodinaminės protezo charakteristikos (slėgio pokyčiai, kraujo srauto greitis);
- 2) mechaninis ir cheminis protezo patvarumas;
- 3) gamybos technologija;
- 4) organizmo ir audinių reakcija į implantą;
- 5) klinikinių tyrimų rezultatai.

Hemodinaminės protezo charakteristikos – tai skysčio (kraujo) hidrodinaminės savybės ir jo tėkmės pobūdis tam tikrame ciklo etape. Kraujas skiriasi nuo klasikinio Niutono skysčio, nes kraujas yra nevienalytis ir savo sudėtyje turi elementarių dalelių, t. y. daugiatazės skystis.

Neretai protezuose atsiranda trombų. Trombų atsiradimas priklauso nuo daugelio veiksnių: protezo medžiagų savybių, protezo medžiagos šiurkštumo parametrų, protezo konstrukcijos hidrodinaminių savybių ir t. t. Nustatyta, kad pagrindinė trombų atsiradimo priežastis yra kraujo srauto turbulentiškumas.

Hidrodinaminėms savybėms pagerinti reikia atlikti širdies vožtuvų protezų hidrodinaminius skaičiavimus ir tyrimus stende. Kraujo srautas turi būti laminarus. Atliekant hidrodinaminius skaičiavimus vertinamas kritinis *Reinoldso skaičius* – 2 000, tačiau pastebėta, kad kraujo srautas gali tapti turbulentinis ir esant mažesnėms Reinoldso skaičiaus reikšmėms.

Mechaninis širdies vožtuvas yra sudėtingas implantas, nes jame yra judantis elementas. Uždaromajam elementui judant, protezo medžiaga nusitrina, ir medžiagos dalelės papuola į aplinkinius audinius, o tai gali sukelti infekciją.

Kuriant širdies vožtuvų protezus daugiau dėmesio skiriama medžiagoms parinkti.

Pagrindiniai reikalavimai širdies vožtuvų protezų medžiagoms yra tokie:

- 1) mechaninis patvarumas;
- 2) atsparumas susidėvėjimui; atsparumas korozijai ir išsitrynimui;
- 3) netoksiškumas organizme, t. y. protezas neturi sukelti neigiamos audinių reakcijos: uždegimo, trombų susidarymo, arba *bio- ir hemosuderinamumas*.

4) Vožtuvų protezai turi praleisti atitinkamą kraujo srautą esant minimaliems slėgio nuostoliams, kraujo turbulencijai ir sąstoviams.

5) geometrija ir konstrukcija turi būti tokia, kad būtų patogų chirurginių operacijų metu įdėti vožtuvą į širdį.

Mechaninis vožtuvo medžiagos patvarumas – vienas iš svarbiausių veiksnių, kurį reikia įvertinti kuriant protezą. Uždaromasis vožtuvo elementas cikliškai juda atitinkamai širdies darbo ciklams. Per parą vožtuvas atlieka 105 000, arba 10^5 , virpesių (vidutinis dažnis – 80 virpesių per minutę). Tokiu režimu jis turi funkcionuoti daug metų.

Todėl uždarojo elemento ir protezo karkaso medžiagoms keliami griežti reikalavimai.

Projektuojant širdies vožtuvų protezus, reikia naudoti patvarias medžiagas, kurių paviršius – maksimaliai glotnus.

Širdies vožtuvų protezams gaminti naudojami:

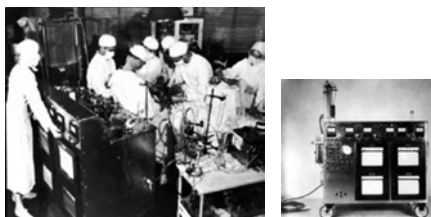
- metalai (pvz., titanas, kobalto-chromo-molibdeno lydiniai),
- polimerai (pvz., teflonas, dakronas),
- pirolizinė anglis.

Vožtuvo karkasas dažniausiai gaminamas iš lengvo ir kieto metalų lydinio. Širdies vožtuvų protezams gaminti naudojami korozijai labai atsparūs metalai ir jų lydiniai: nerūdijantis plienas, titanas, kobalto-chromo-molibdeno lydiniai Co-Cr-Mb. Be to, tam, kad padidėtų medžiagos atsparumas korozijai, atliekamas elektrocheminis paviršiaus poliravimas. Ant nupoliruoto paviršiaus susidariusi oksido plėvelė apsaugo metalą nuo korozijos, paviršius tampa tolygesnis.

Metalinis vožtuvo žiedas, aptrauktas sintetinė medžiaga (pvz., teflonu, dakronu), prisiuvamas prie natūralaus širdies vožtuvo žiedo. Pašalinus pažeistą vožtuvą, žiedas lieka. Uždaromasis elementas gaminamas iš pirolizinės anglies.

6. DIRBTINĖ KRAUJO APYTAKA

Šiuolaikinės dirbtinės kraujo apytakos (DKA) evoliucija prasidėjo XIX a., tobulėjant atskiriems DKA sistemos elementams. Pirmieji pagrindiniai DKA elementai, kuriuos reikėjo sukurti, buvo oksigenatoriai. 1953 m. Johnas Gibbonas, naudodamas DKA (6.1 pav.), atliko pirmąją sėkmingą operaciją ligonei, sergančiai prieširdžių pertvaros defektu.



6.1 pav. Pirmas DKA aparatas (1953 m.)

Per pastaruosius 50 metų DKA priemonės ir metodai sparčiai tobulėjo, todėl tapo saugesnė DKA (JAV kasmet ji taikoma daugiau nei 250 000 ligonių, Lietuvoje – daugiau nei 1 000).

DKA uždaviniai. *Pagrindinis DKA uždavinys* – užtikrinti kraujotaką, sustabdyti širdį, ir laikinai naudoti išorinę apytakos sistemą, pakeičiančią širdies ir plaučių funkcijas.

DKA privalo garantuoti daugelį organizmo funkcijų:

1. Ventiliacija. Adekvatus ir kontroliuojamas anglies dioksido šalinimas, kad būtų išlaikytas $p\text{CO}_2$ pageidaujamas lygis, esant tam tikrai kraujo temperatūrai;

2. Oksigenacija. Atsižvelgiant į poreikius, aprūpina kraują deguonimi. Didelis oksigenatoriaus paviršiaus plotas (burbulų paviršius ar membrana) lemia adekvatų aprūpinimą deguonimi.

3. Apytaka. Palaikomas poreikius atitinkantis perfuzinis spaudimas ir tėkmė, kartu iki minimumo mažinamos kraujo forminių elementų traumos.

Perfuzija – sutrikusios arba visiškai nutrūkusios paciento kraujotakos palaikymas dirbtiniu būdu, kai dirbtinės kraujo apytakos aparatas laikinai pavaduoja paciento širdį (siurbliu varinėja kraują po visą

organizmą) ir plaučius (teikia organizmui deguonį ir šalina iš jo anglies dvideginio perteklių).

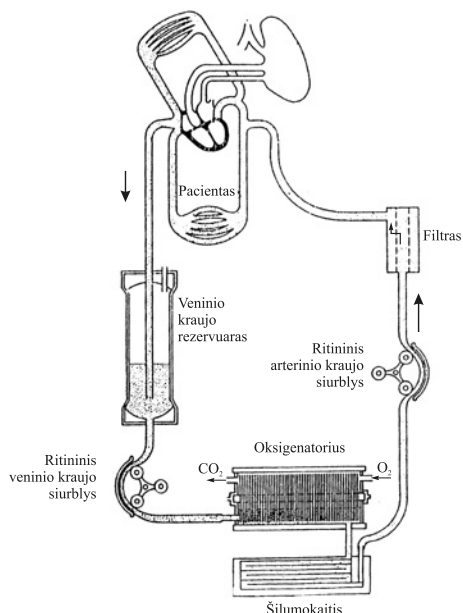
Dirbtinės kraujo apytakos aparatas (6.2 pav.) – žmogaus širdies ir plaučių funkcijas atliekantis įrenginys.



6.2 pav. Šiuolaikinis DKA aparatas

DKA sistema ir jos schema. Pagrindiniai DKA aparato elementai lieka tie patys, nors šių aparatų konstrukcija ir gamintojai yra skirtingi.

6.3 paveiksle parodyta pagrindinių DKA elementų schema.



6.3 pav. Pagrindinių DKA elementų schema

Pagrindiniai DKA elementai yra:

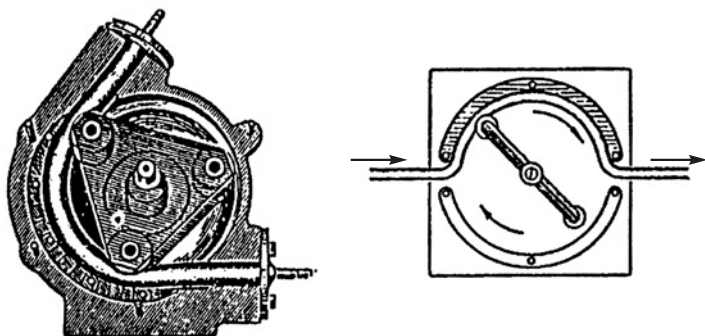
- siurblys;
- oksigenatorius;
- arterinė linija su filtru, kuri gražina kraują lignoniiui.

Šilumos keitiklis paprastai yra neatskiriama oksigenatoriaus dalis. Arterinės linijos spaudimo monitorius (schemoje neparodytas) dažniausiai yra prijungtas iš išorės prie arterinio filtro ir matuoja spaudimą arterinėje linijoje tarp ritininio siurblio ir lignonio. Kiti ritininiai siurbliai (jų iš viso yra 3–4) naudojami kraujui iš skilvelio išsiurbti ir šaltam kardiopleginiam tirpalui tiekti. Operacijos (pvz., šuntavimo) metu vietoje kraujo širdis užpildoma tam tikru tirpalu (kardiopleginiu), slopinančiu elektrinį sujaudinimą ir mechaninį jos darbą.

Kraujo tėkmės kelias (6.3 pav.): kraujas paimamas iš lignonio tuščiųjų venų veninėmis kaniulėmis (pranc. *canule* – tuščiaaviduris vamzdelis įvairioms medžiagoms į organizmo ertmes ir gyslas suleisti arba kraujui ir sekretui iš jų ištraukti) ir nuteka veikiamas svorio jėgos, plataus spindžio polivinilchlorido vamzdeliais į rezervuarą, kuris yra sudėtinės oksigenatoriaus dalis (naudojant burbulinius oksigenatorius) arba atskiras elementas (naudojant membraninius oksigenatorius). Naudojant burbulinius oksigenatorius, kraujas, veikiamas svorio jėgos, teka per oksigenatorių, o siurblys jį varo į sisteminę apytaką mažesnio spindžio vamzdeliais. Membraninės oksigenacijos atveju kraują iš veninio rezervuaro ištraukia siurblys ir spaudžia per oksigenatorių. Abiejose sistemose kraujas po to teka per arterinį filtrą ir arterine kaniule grąžinamas atgal į aortą ar periferinę (pvz., šlaunies) arteriją.

Siurblių tipai. Šiuo metu DKA sistemoje naudojami du kraujo siurblių tipai. Tai peristaltiniai (ritininiai) ir „uždaro sūkurių“, arba centrifuginiai, siurbiai (6.1 lentelė). Dažniausiai naudojamas peristaltinis siurblys (6.4 pav.).

Peristaltinis siurblys priverčia kraują tekėti, prispausdamas plastmasinį vamzdelį prie pasagos formos kanalo sienos. Kiekvienas siurblys turi dvi ritinines galvutes, pasisukusias 180° kampu. Jos išlaiko nuolatinį ritininės galvutės sąlytį su vamzdeliu. Peristaltiniai siurbliai gali sukurti pulsuojančią srovę, keičiantis siurblio galvutės momentiniam rotaciniam greičiui.



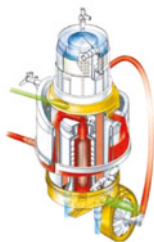
6.4 pav. Peristaltinis siurblys

6.1 lentelė. Peristaltinių ir centrifuginių siurbių palyginimas

Siurbliai	Pranašumas	Trūkumai
Peristaltinis	1. Nustatoma siurbimo tėkmė, pagrįsta siurblio sukimosi greičiu; 2. Tėkmę galima paversti pulsuojančia	1. Gali išsiurbti didelį oro kiekį; 2. Gali sudaryti linijoje pernelyg didelį spaudimą, kuris ją gali pažeisti
Centrifuginis	1. Negali išsiurbti didelio oro kiekio; 2. Negali sudaryti per didelio spaudimo linijoje	1. Išstumto kraujo tėkmės greitis priklauso nuo siurblio sukimosi greičio ir pasipriešinimo srovei; 2. Negalima sukurti pulsuojančios srovės

„Uždaro sūkurio“, arba centrifuginiai, siurbiai. Sudaryti iš kelių besparnių rotorinių kūgių, įstatytų į permatomą korpusą. Jų sukimasis verčia kraują judėti apskritimu ir išcentrinė jėga sukelia tėkmę bei spaudimą. Kūgius suka magnetinės jėgos. Kraujas į siurblių patenka pro viršutinę korpuso angą, teka kūgio ašies kryptimi ir išteka kitame siurblio gale, pakraštyje. Tėkmės greitį lemia kaniulės dydis, vamzdyno ilgis, vamzdelių skersmuo, pasipriešinimas vamzdelių sistemoje.

Oksigenatoriai sudaro sąlygas anglies dioksido ir deguonies apykaitai. Galima kontroliuoti atskirai ventiliaciją ir oksigenaciją. Oksigenatoriai būna dviejų tipų: burbuliniai ir membraniniai. Plačiau oksigenatoriai aprašyti 7 skyriuje.



6.5 pav. Centrifuginio siurblio ir oksigenatoriaus schema

Kaniulės naudojamos veniniam kraujui iš organizmo paimti (veninėmis kaniulėmis) ir grąžinti atgal į arterinę sistemą (arterinėmis kaniulėmis).

Veninės kaniulės. Į dešiniąją širdies dalį grįžtantis veninis kraujas, veikiamas svorio jėgos, teka į oksigenatorių ar į veninį rezervuarą dviejomis veninėmis kaniulėmis, įkištomis į apatinę ir viršutinę tuščiasias venas, arba viena venine kaniule, įstatyta į dešiniąją prieširdį.

Kai visas kraujas, grįžtantis tuščiosiomis venomis, siunčiamas į oksigenatorių, kairysis skilvelis neišstumia kraujo. Tai vadinamoji *visiška DKA*. Toks būdas yra naudojamas bekraujam operaciniam laukui sudaryti bei stengiantis, kad veninis kraujas nesusildytų širdies.

Jeigu naudojama viena prieširdžio kaniulė, tai dažniausiai atskira „dviejų pakopų“ kaniulė, kuria kraujas nuteka iš dešiniojo prieširdžio ir apatinės tuščiosios venos vienu vamzdeliu su koncentriniais tėkmės kanalais. Kraujo kiekį, patenkantį į venines kaniulės, galima kontroliuoti, ribojant veninio kraujo grįžimą į išorinę apytakos grandinę. Tai verčia kraują tekėti plaučių apytakos ratu, susidaro nedidelė arterinė pulsacija. Ši padėtis vadinama daline DKA.

Arterinės kaniulės. Arterinis kraujas grąžinamas ligoniui iš DKA sistemos arterine kaniule, įkišta kylančioje aortos dalyje arba šlaunies arterijoje. Pasirenkamas toks kaniulės dydis, kad iki minimumo būtų galima sumažinti spaudimo kritimą už kaniulės, esant apskaičiuotam kraujo tėkmės greičiui.

Be šių DKA sistemos dalių, dar reikėtų paminėti ir kitas.

Kraujo filtrai. Naudojami du pagrindiniai filtrų kraujui filtruoti DKA metu tipai:

- giluminiai (arba adsorbciniai) filtrai ir
- paviršiniai (lakštiniai) filtrai.

Giluminiai filtrai yra sudaryti iš dakrono skaidulų. Juose filtracija vyksta dėl adsorbcijos ant didelio, šlapio filtrų paviršiaus ploto. Lakštinius filtrus sudaro supintų poliesterinių skaidulų tinklas su specifinio dydžio poromis. Medžiagos dalelės šiame filtre yra sulaišomos, nes jos didesnės negu poros. Norint, kad vyktų atitinkama kraujo tėkmė ir nepadidėtų pasipriešinimas, porų dydis turi būti ne didesnis nei 20 mikronų. Abu filtrų tipai vienodai veiksmingai sulauko burbuliukus.

Arterinės linijos spaudimo monitorius, prijungtas prie arterinio filtro, yra labai svarbus, nes stebimas tėkmės pasipriešinimas arterinėje linijoje, norint išvengti linijos perspaudimo.

Šilumos keitiklis paprastai yra neatskiriama oksigenatoriaus dalis. Karštas ir šaltas vanduo cirkuliuoja šilumos keitikliu ir garantuoja reikiamą cirkuliuojančio kraujo temperatūrą.

Temperatūros jutikliai. Kraujo temperatūra arterinėje ir veninėje linijose yra nuolat stebima monitoriumi DKA metu, nes reikia nustatyti temperatūros kitimą šildant ar šaldant ligonį.

7. DIRBTINIAI PLAUČIAI. BURBULINIAI IR MEMBRANINIAI OKSIGENATORIAI

O k s i g e n a t o r i a i (dirbtiniai plaučiai) sudaro sąlygas anglies dioksido ir deguonies apykaitai, t. y. prisotina kraują deguonies (O_2) ir šalina iš jo anglies dvideginio perteklių. Dirbtiniai plaučiai atsirado, kai buvo pradėtos krūtinės ląstos operacijos, reikėjo nutraukti kraujo tiekimą į krūtinės ląstos organus ir užtikrinti kraujo bei dujų apykaitą. Gana seniai sukurti ir naudojami klinikinėje praktikoje mechaniniai **burbuliniai** oksigenatoriai. Juose kraujas prisotinamas leidžiamų per tam tikrą kraujo tūrį smulkių O_2 burbuliukų.

Burbuliniai oksigenatoriai turi tris pagrindines sudedamąsias dalis: oksigenacijos skyrių, putų slopiklį ir arterinį rezervuarą.

Oksigenacijos skyriuje deguonis disperguojamas ir susidarę burbulai kyla į viršų veniniame kraujyje., Veikiamas svorio jėgos kraujas laisvai krinta žemyn oksigenacijos kameroje, tiesiogiai liesdamas dujas. Oksigenaciją ir anglies dioksido šalinimą lemia burbulų dydis ir skaičius. Burbulų skaičių lemia tėkmės greitis ir burbulų dydis. Burbulų dydis priklauso nuo plokštės, pro kurią pučiamas deguonis, skylių dydžio. Pavirtęs arteriniu kraujas ir putos pasiekia *putų slopinimo* skyrių. Čia jie prasiskverbia pro porėtą poliuretaną, padengtą silikonu. Iš putų slopiklio kraujas krinta į *arterinį rezervuarą* ir išstumiamas į ligonio kūną. Burbulinis oksigenatorius yra veiksmingas ir nebrangus, jį nesunku užpildyti ir naudoti dažniausiai trumpalaikių kardiochirurginių operacijų metu. Tačiau yra didelių trūkumų, ribojančių jų panaudojimą. Jų negalima naudoti ilgą laiką, nes kraujas tiesiogiai kontaktuoja su oru, vyksta kraujo baltymų denatūracija, hemolizė (hemolizė – tai padidėjęs eritrocitų irimas). Be to, sunku kontroliuoti deguonies ir anglies dvideginio apykaitą.

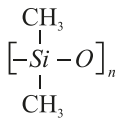
Todėl buvo sukurti **membraniniai**. Naudojant šiuos **oksigenatorius** kraujas kontaktuoja su oru per tam tikrą membraną. Šis procesas artimas difuzijos procesui kapiliaruose ir plaučių sienelėse. Membraniniai oksigenatoriai, palyginti su burbulinio tipo oksigenatoriais, mažai traumuoja kraujo baltymus ir plazmos lipidus.

Membraninių oksigenatorių struktūra labiau panaši į natūralią plaučių anatomiją, įterpiama tik ploną membrana tarp kraujo ir dujų. Pirmą kartą (1944 m.) membranai buvo panaudotas celofanas. Vėliau buvo sukurtos naujos polimerinės medžiagos.

Pagrindiniai dirbtinių plaučių membranų reikalavimai yra šie:

- membranos turi būti biologiškai suderintos su krauju ir praleisti deguonį O₂ bei anglies dvideginį CO₂;
- jos turi būti chemiškai stabilios, be tirpstančių priemaišų, nesukelti trombozės, neveikti eritrocitų ir kraujo plazmos baltymų;
- membranos mechaniškai ir dinamiškai turi būti pakankamai patvarios.

Labiausiai reikalavimus atitinkanti medžiaga yra **silikonas**,



, kuris pagal O₂ ir CO₂ pralaidumą lenkia visas kitas dirbtines medžiagas.

Membranos gaminamos iš polipropileno ir teflono.

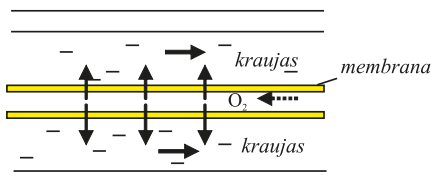
Pagrindiniai oksigenatorių reikalavimai yra šie:

1. kraują prisotinti deguonies iki 96–98 % nuo normos;
2. prisotinti tam tikrą tūrį;
3. minimaliai traumuoti kraujo elementus.

Šiuolaikinių *membraninių* oksigenatorių paviršiaus plotas yra didelis, maždaug 2–4 m². Membranos paprastai yra sudarytos iš labai plonų polipropileno, teflono ar silikono lakštų ir tuščiavidurių skaidulų kapiliarinių membranų iš mikroporinio polipropileno. Silikono lakštai neturi porų ir dujų apykaitą skatina dujų difuzija pro silikoną. Polipropileno lakštai ir skaidulos turi poras, pro kurias liečiasi dujų ir kraujo fazės.

Paplitę du membranų tipai:

- tuščiavidurių skaidulų – kapiliarinės membranos. Mikroporinės skaidulos yra lygiagrečios ir kraujas teka kapiliarais, kuriuos supa dujos, arba dujos teka kapiliarais, kuriuos supa kraujas (7.1 pav.).

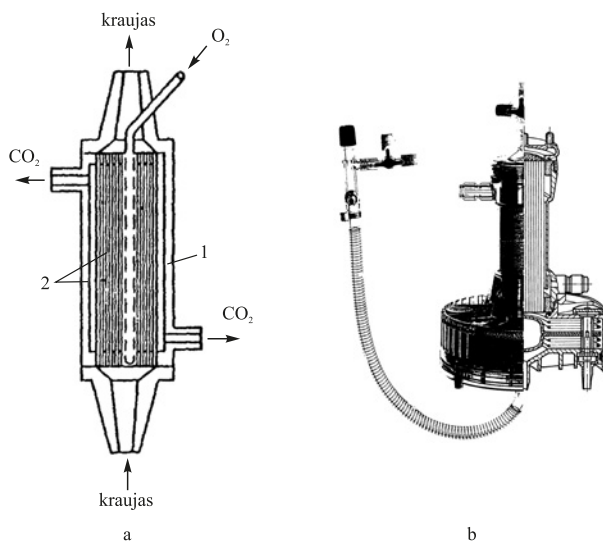


7.1 pav. Oksigenacijos schema

Kadangi sukuriamas didesnis O_2 slėgis, tai deguonis pereina į kraują. O_2 leidžiamas priešinga kryptimi.

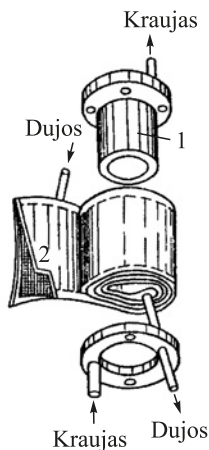
Paveiksle 7.2 parodytas kapiliarinis membraninis oksigenatorius. Jame dėl plonų kapiliarinių vamzdelių yra sumažintas kraujo sluoksnio storis membranos paviršiuje. Tai labai padidina deguonies pralaidumą.

Kraujo vamzdeliai surenkami į atskiras sekcijas ir tvirtinami plastmasiniuose cilindruose, ant kurių pučiamas deguonis. Deguonies tekėjimo kryptis yra priešinga kraujo kryptiai. Tokia konstrukcija užtikrina deguonies neprisotinto kraujo pasiskirstymą didesniame tūryje ir sudaro didesnę oksigenuojamą paviršių. Oksigenatoriaus korpusas gaminamas iš polikarbonato.

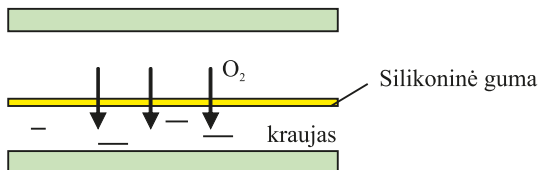


7.2 pav. Membraninis kapiliarinis oksigenatorius, a – schema, b – bendras vaizdas su pjūviu: 1 – korpusas; 2- kapiliarai

- *Beporiai membraniniai oksigenatoriai* yra padaryti iš spirale susuktą silikono gumos skydų cilindre (7.3 pav.). Kraujas lieka vienoje membranos pusėje, o dujos – kitoje (7.4 pav.). Dujų perėjimas pro membraną priklauso nuo membranos laidumo ir kontroliuojamo dujų spaudimo abiejose membranos pusėse.



7.3 pav. Spiralinis oksigenatorius: 1 – ritė; 2 – silikono gumos juosta



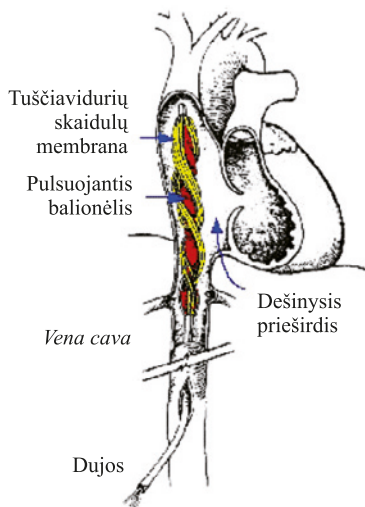
7.4 pav. Oksigenacijos schema

Spirališkai susukta tokios membranos juosta hermetiškai užsandarinta iš abiejų pusių plastmasiniais įtvirtinimais ir sudaro dvi ertmes: vieną – dujoms, kitą – kraujui. Šioje konstrukcijoje padidėjęs oksigenacijos plotas užtikrinamas membraną suvyniojant spirale į polikarbonatinę ritę.

Daktaro Bracko Hattlerio ir daktarės Williams J. Federspiel iš Pitsburgo universiteto medicinos mokyklos sukurtas ***intraveninis membraninis oksigenatorius*** šiuo metu yra geriausia pagalba kvėpavimui atnaujinti.

Intraveninis membraninis oksigenatorius (7.5 pav.) yra maždaug 1 m ilgio, susidedantis iš vamzdelio ir pulsuojančio balionėlio, apsupto apytiksliai 1 000 tuščių polipropileno skaidulinių membranų, kuriose palaikoma dujų apykaita. Įrenginys yra santykinai kompaktiškas, techniškai jis yra kateteris, turi išorinį maitinimo šaltinį ir dujų apykaitos sistemą. Deguonis įeina į išorinį vamzdelį ir išsiskiria pro mikroskopines poras skaidulinėje membranoje į kraują, o anglies dvideginis išsiskiria į skaidulinę membraną ir yra pneumatikai pašalinamas iš įrenginio.

Ištumtas į periferinę veną, dažniausiai į didelę šlaunies (femoralinę) veną, intraveninis membraninis oksigenatorius yra įstatomas į didžiąją (*inferior*) veną (*cava*). Pulsuojantis balionėlis efektyviai maišo įeinantį kraują su deguonimi. Išeinančiu iš tuščiavidurių skaidulinių membranų ir oksigenuoja veninį kraują prieš jam patenkant į plaučius (Hattler ir kt., 1998). Taip kraujas prisotinamas deguonies, nors ir esant plaučių nepakankamumui.



7.5 pav. Intraveninis membraninis oksigenatorius venoje

8. DIRBTINĖ KASA

Kasa – tai antra pagal dydį organizmo liauka. Pagrindinės kasos funkcijos – virškinti maisto medžiagas ir palaikyti pastovią gliukozės koncentraciją (homeostazę). Kasa gamina hormonus, kurių svarbiausias yra insulinas.

Sergant diabetu, į kraują neišskiriama pakankamai insulino. Dėl to nepasisavinamas kraujyje esantis cukrus, didėja cukraus kiekis kraujyje ir ląstelės pradeda badauti.

Šiandien cukraligė neišgydoma. Gydomo tikslas – normalizuoti sutrikusią medžiagų apykaitą ir apsaugoti ligonį nuo komplikacijų. Tai padaryti galima tik normalizavus cukraus kiekį kraujyje.

Siekiant normalizuoti cukraus kiekį kraujyje, kuriami ir naudojami prietaisai, užtikrinantys nepertraukiamą greitai veikiančio insulino išvirkštimą visą parą. Tai insulino siurbliai (pompos), arba dozatoriai, ir aparatai „dirbtinė kasa“.

Šiuo metu genų inžinerijos būdu pagaminti insulino atitinka natūralią žmogaus insulino sudėtį ir yra labai aukštos kokybės bei vartojami visame pasaulyje. Insulino preparatai skiriasi pagal veikimo trukmę, pagal pasisavinimo greitį po poodinės injekcijos ir pagal sudėtį. Yra įvairios veikimo trukmės insulino preparatų – greito, trumpo, vidutinės trukmės ir ilgo veikimo – bei mišraus tipo insulino preparatų, kurių sudėtyje yra trumpo ir ilgo veikimo insulino.

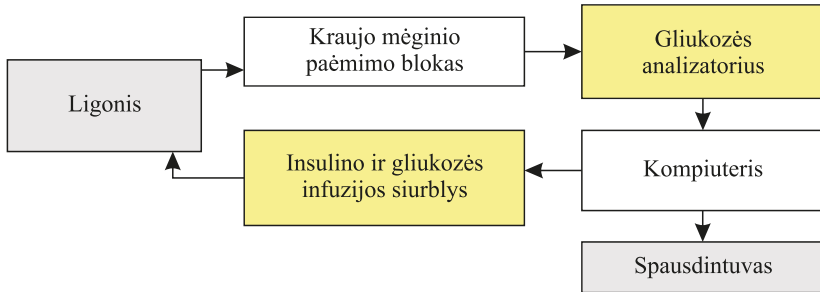
Kadangi insulinas yra baltymas, jo negalima gerti, nes jis būtų suvirškintas skrandyje ir neveiktų, todėl insulino švirkščinama į poodį.

Pagal funkcinius ir konstrukcinius ypatumus insulino dozatoriai skirstomi į grupes:

- **stacionarūs** prietaisai „Biostator“ tipo, kurie funkcionuoja grįžtamojo ryšio principu: nepertraukiamai matuojamas cukraus kiekis kraujyje ir išvirkščiama atitinkamas insulino arba gliukozės kiekis.
- **nešiojami** ir
- **implantuojami** insulino dozatoriai, arba insulino siurbliai.

8.1. Stacionarūs insulino dozatoriai

Dirbtinės kasos aparatas „Biostator“ – vienas pirmųjų insulino dozatorių, turintis grįžtamąjį ryšį. Aparatas susideda iš tokių atskirų funkcinių blokų: analizatoriaus su gliukozės jutikliu, kraujo mėginio paėmimo bloko, siurblio, kompiuterio ir spausdintuvo (8.1 pav.).

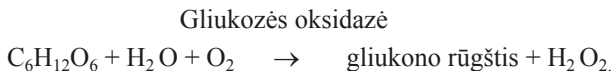


8.1 pav. „Biostator“ tipo stacionaraus insulino dozatoriaus struktūrinė schema

Sistema funkcionuoja taip: iš venos imamas kraujas, praskiedžiamas dideliame buferinio tirpalo kiekiu ir tiekiamas į gliukozės analizatoriaus jutiklį.

Buferinis tirpalas – silpnos rūgšties ir jo druskos vandens tirpalas (pvz., CH_3COOH ir CH_3COONa), išlaikantis tam tikrą vandenilio jonų (pH) koncentraciją.

Analizatoriaus jutiklio membranoje yra fermentas – gliukozės oksidazė. Kraujo gliukozė, sąveikaujanti su deguonimi esant gliukozės oksidazei, oksiduojasi iki gliukono rūgšties ir vandenilio peroksido:



„Biostator“ jutiklis faktiškai matuoja vandenilio peroksido koncentraciją, proporcingą gliukozės koncentracijai kraujyje. „Biostator“ sujungtas su kompiuteriu. Pamatavus gliukozės kiekį kraujyje, kompiuteris apdoroja gautą informaciją ir siunčia komandą insulino siurbliui padėti veikti. Per kateterį įleidžiamas atitinkamas insulino kiekis.

Šiuo metu tokie stacionarūs aparatai (8.2 pav.) naudojami retai. Dažniausiai jie taikomi ligininėse operacijų, gimdymo metu liginiams, kuriems reikalingos nuolatinės insulino injekcijos ir ištiktiems diabetinės komos.



8.2 pav. Aparatas „Biostator“

8.2. Nešiojami insulino dozatoriai

Šiuo metu pasaulyje yra daugiau kaip 30 insulino dozatorių konstrukcijų. Paprasčiausia konstrukcija yra dozatorius, kuris užtikrina insulino išsvirkštimą nekintamu greičiu. Tokie dozatoriai gali būti tikrai mechaniniai, be elektronikos. Daugelis nešiojamų insulino dozatorių yra švirkšto formos (8.3 pav.). Tokio tipo dozatoriuje naudojami 2–5 ml tūrio švirkštai.



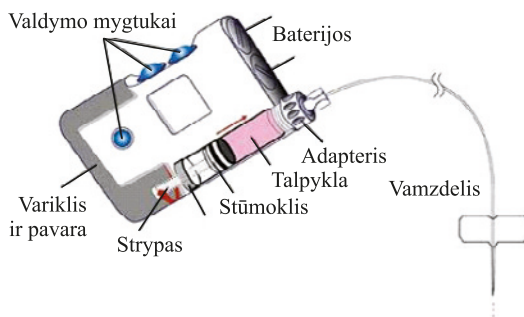
8.3 pav. Švirkšto tipo dozatorius

Sudėtingesnis yra programuojamas dozatorius (8.5 pav.), be siurblio, turintis elektroninę valdymo sistemą, užtikrinančią insulino įleidimą skirtingais greičiais. Tokie dozatoriai dar vadinami *programuojamaisiais*, nes galima parinkti skirtingus insulino išsvirkštimo greičius tam tikru laiku ir kartu programuoti insulino išsvirkštimo laiko kreivę.

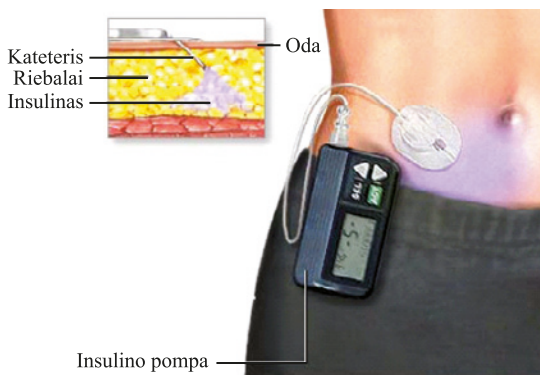


8.4 pav. Programuojamieji insulino dozatoriai

Insulino siurblys Minimed – tai insulinio švirkštukas, kurio stūmoklį valdo kontroleris (8.5 pav.). Siurblio naudotojas valdo kontrolerį, nustato palaikyti bazinę insulinio dozę, reikalingą miegant ir tarp valgių. Diabetu sergantis žmogus gali per distancinį pultelį reikiamu momentu (valgydamas) susileisti reikiamą dozę insulinio Pats siurblio naudotojas turi nuspręsti, kiek konkrečiu momentu jam reikia insulinio (atsižvelgiant į maisto rūšį; fizinį ar psichologinį krūvį).



Siurblys per maždaug 90 cm lankstų vamzdelį sujungtas su po oda esančia adatele (8.6 pav.). Adatėle ir minėtas lankstus vamzdelis keičiamas kas 2–3 dienas.



8.6 pav. Insulino siurblys „Minimed“

Adatos po oda neturi jaustis. Jei ji jaučiama, tai reikia apžiūrėti kūno vietą – gal ji paraudusi. Paprastai įdūrimas nėra skausmingas. Adata dažniausiai įduriama į pilvą (čia insulinas pasisavinamas tolygiausiai), ranką ar šlaunį. Negalima adatos įdurti ten, kur oda dirginama – pavyzdžiui, po diržu ar odoje, kur arti kūno paviršiaus yra kaulas.

8.3. Implantuojamieji insulino dozatoriai

Implantuojamų insulino dozatorių pranašumai: juos patogiau naudoti, nereikia darytis injekcijų, nes esantys jutikliai automatiškai priverčia siurblių įleisti į organizmą insulino, kai tik juntamas insulino stygius, be to, implantai yra nematomi ir netrukdo kasdinei veiklai, visa sistema yra implantuota į kūną, todėl sumažėja infekcijų (įdūrimo vietoje) grėsmė. Tačiau reikia paminėti ir jų trūkumus. Visų pirma problemų kyla dėl to, kad implantuojami insulino dozatoriai pradėti naudoti gana neseniai, jų konstrukcijos dar tobulinamos. Kol kas per dideli tokių aparatų parametrai, sunkus priėjimas prie siurblio, galimas insulino nutekėjimas iš talpyklos, egzistuoja infekcijos atliekant implantavimo operaciją tikimybė.

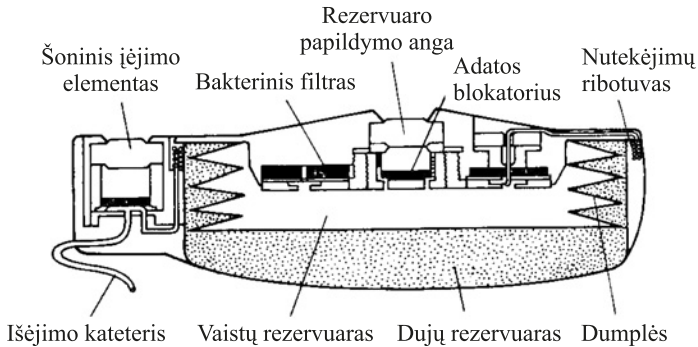
Implantuojamiems dozatoriams keliama griežti reikalavimai. Kad implantuojami siurbliai būtų efektyvūs, jie turi būti ganėtinai maži ir lengvai pripildomi. Jie turi būti pagaminti iš biosuderinamų medžiagų, kad net jų paviršiuje nei kur kitur kūne nesusidarytų trombų. Bet pagrindinis reikalavimas yra dozatoriaus patikimumas.

Implantuojamus insulino dozatorius galima suskirstyti į dvi grupes:

- pastovaus vaistų įleidimo greičio;
- plačiu intervalu programuojamo vaistų įleidimo greičio.

Pirmajai dozatorių grupei priklauso siurblys INFUSAID. Jame energijos šaltinis yra suspaustos dujos, užtikrinančios pastovų slėgį korpuso viduje. Tai sudaro sąlygas insulino dozei ištekti. Siurblys yra sudarytas iš dviejų talpyklų, ir laisvai judančių titaninių dumplių tarp jų. Vidinėje talpykloje yra vaistai (insulinas), o kitoje – suspaustos dujos, kurios sukuria didesnę nei atmosferos slėgį ir suspaudžia vidinę talpyklą taip, kad ji išleidžia insuliną. „Infusaid“ (8.7 pav.) masė 180 g (kai rezervuaras tuščias) ir matmenys: skersmuo – 8,5 cm, storis –

2,4 cm. Rezervuaro talpyklos dydis – 45 ml. Tai leidžia leisti insuliną į organizmą visą mėnesį nepildant rezervuaro. Šiuo atveju insulino įpylimo greitis yra 1 ml/24 val.



8.7 pav. Implantuojamo dozatoriaus „Infusaid“ konstrukcijos schema

Pagrindiniai konstrukcijos pranašumai:

- nereikalingas išorinis maitinimo šaltinis;
- patikimumas, paprasta konstrukcija.

Trūkumai:

- pastovus įleidimo greitis;
- slėgis gali būti per didelis ir insulino gali patekti į organizmą daugiau negu reikia;
- jautrus temperatūros pokyčiams.

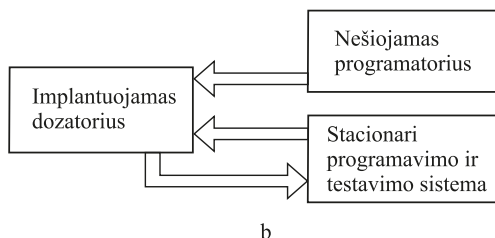
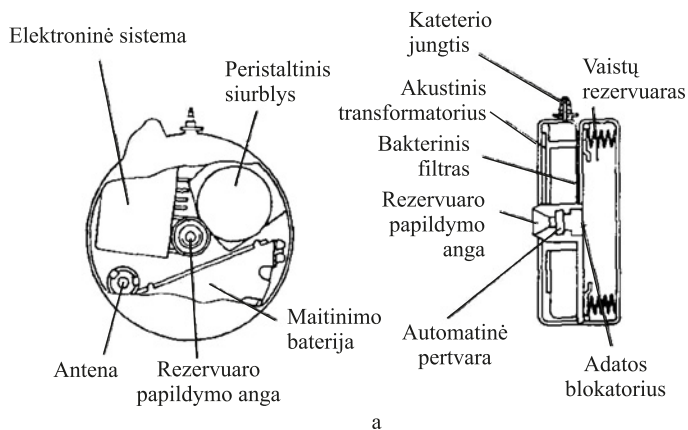
Programuojami dozatoriai susideda iš dviejų dalių:

- vidinės – implantuojamos;
- išorinės.

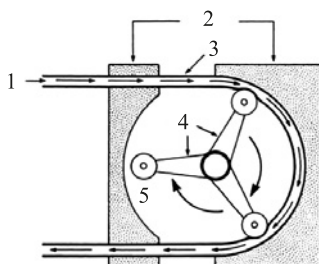
Implantuojamoje dalyje yra siurbliai su kateteriais, maitinimo šaltiniai, elektroninė sistema, vaistų talpykla. Išorinę dalį sudaro elektroninis įrenginys, skirtas infuzijai programuoti, įleidimo greičio komandoms pasirinkti ir siųsti implantuojamam siurbliui bei visos sistemos kontrolei.

Tokios sistemos pavyzdžiu yra „Meditronic“ dozatorius (8.8 pav.). Implantuojamos dalies matmenys: skersmuo – 7,0 cm, storis – 2,8 cm, masė – 175 g. Rezervuaro talpa – 20 ml. Dozavimo elementas yra

miniatiūrinis peristaltinis siurblys (8.9 pav.). Riedantys ritinėliai rieda plastikiniu vamzdžiu, paeiliui jį suspausdami, ir taip pumpuoja medikamentą. Didžiausias vaisto išvirkštimo greitis – 1,5 ml/val.



8.8 pav. Implantuojamos programuojamos dozavimo sistemos „Meditronic“ schema: a – siurblio konstrukcija; b – sudedamųjų dalių schema



8.9 pav. Peristaltinis siurblys: 1 – insulinas; 2 – korpusas; 3 – lankstus vamzdelis; 4 – rotorius; 5 – ritinėliai

Valdymo signalai (pvz., įjungti, išjungti siurblių ir pan.) iš išorės į implantuotą dalį perduodami radijo dažniu. Siurblys, elektronika ir maitinimo šaltinis yra titano gaubte, padengtame plastikų, siekiant padidinti biosuderinamumą. Medikamentų talpyklos yra spaudimą galintys išlaikyti silikono gumos maišeliai. Talpykla gali būti pripildoma per odą, per polipropileno angą, kuri apsaugo rezervuarą nuo pradūrimo. Pildoma paprastu švirkštu. Talpyklą ir siurblių jungia silikono gumos vamzdeliai.

Yra du išoriniai sistemoje „Meditronic“ įrenginiai:

- nešiojamas programatorius (8.10 pav.) leidžia pacientui pačiam programuoti vaistų suleidimą (infuziją);
- stacionari kompiuterinė programavimo ir kontrolės sistema – vaistų suleidimą kontroliuoja gydytojas.

Operatorius gali įjungti arba išjungti infuziją (pradėti arba sustabdyti vaisto suleidimą), nustatyti vaisto suleidimo greitį, pasirinkti siurblio darbo režimą (jis gali būti impulsinis, pastovus, darbas su pertraukomis, esant skirtingam suleidimo greičiui).



8.10 pav. Implantuojamas insulino dozatorius ir nešiojamas programatorius

Dozatoriuje naudojami skirtingi maitinimo šaltiniai: šarminiai, magnio-cinko, gyvsidabrio-cinko, nikelio-kadmio ir sidabro-cinko akumuliatoriai. Didelę energiją turi ličio baterijos. Beveik visų implantuojamų dozatorių korpusas gaminamas iš titano, ir jie turi mazgą talpyklai papildyti.

Visos naujų nešiojamų ir implantuojamų dozatorių kūrimo galimybės susijusios su:

- naujų, biologiškai suderintų medžiagų kūrimu;
- stabilaus insulino kūrimu;
- atskirų siurblių elementų gamybos technologijos tobulinimu;
- elektronikos miniatiūrizavimu.

9. DIRBTINIS INKSTAS

Inkstai yra šalinimo organas. Tai tarsi organizmo *filtravimo ir valymo* įrenginys, svarbiausia jo funkcija – šalinti medžiagų apykaitos atliekas (šlakus).

Kai inkstų kapiliarai neatlieka savo funkcijų, sutrinka kraujo filtravimo, valymo procesas. Iš jo neišvalomi susidarę šlakai, į šlapimą išsiskiria baltymai. Organizmas nuodijamas medžiagų apykaitos produktais. Kasmet Lietuvoje maždaug 100 žmonių nustoja veikti savi inkstai.

Inkstų funkcija gali būti pavaduojama naudojant *dializę*: išvalomi šlakai, vaistai ir kitos medžiagos, kurias normaliai inkstai patys pašalina iš organizmo. Didžiąją dializės pacientų dalį sudaro ligoniai, sergantys lėtinėmis inkstų ligomis (lėtiniu glomerulonefritu, lėtiniu intersticiniu nefritu, lėtiniu pielonefritu, diabetine nefropatija, hipertenzine nefropatija), kurios per daugelį metų sutrikdė inkstų veiklą ir dėl kurių išsivystė terminalinis inkstų funkcijos nepakankamumas. Pasaulyje daugėja dializėmis gydomų cukriniu diabetu sergančių žmonių.

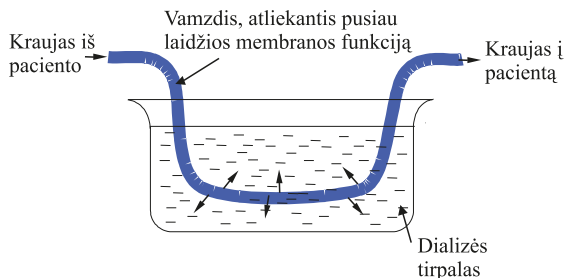
Dializė – tai pakaitinė inkstų terapija, taikoma, kai savi inkstai nebesugeba išvalyti iš organizmo medžiagų apykaitos produktų, pašalinti vandens pertekliaus, palaikyti normalios organizmo šarmų ir rūgščių, elektrolitų pusiausvyros.

Yra dvi dializės rūšys:

- hemodializė;
- peritoninė dializė.

Hemodialize vadinamas nepageidaujamų medžiagų ar jų pertekliaus valymas iš kraujo. Hemodializės metu per specialų kateterį, įkišamą į stambias kraujagysles, ar per operacijos metu suformuotą jungtį tarp arterijos ir venos (žaste ar dilbyje, retai šlaunyje) kraujas patenka į dializės aparatą – **dirbtinį inkstą**, kuris iš kraujo pašalina nuodingas medžiagas, elektrolitų, vandens perteklių, o apvalytą kraują vėl grąžina ligoniui.

1912 m. JAV buvo sukurtas aparatas, kuriuo iš gyvūnų kraujo buvo šalinami salicilatai. Šis aparatas buvo pavadintas „dirbtiniu inkstu“. Aparate kaip pusiau laidži membrana buvo naudojami vamzdeliai, kuriais tekėjo gyvūno kraujas, o išorėje juos skalavo izotoninis natrio chlorido tirpalas (9.1 pav.).



9.1 pav. Hemodializės principo schema

Pirmą kartą aparatas „dirbtinis inkstas“ buvo panaudotas 1943 metais.

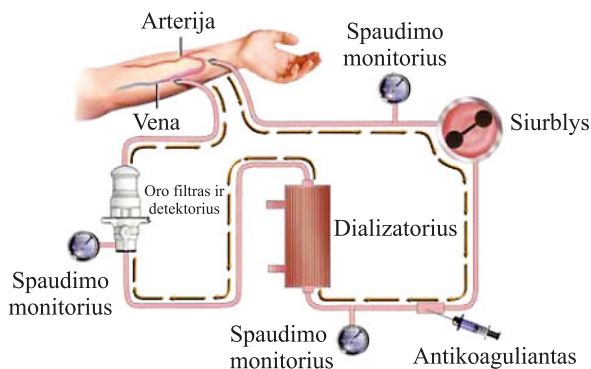
Dirbtinis inkstas – tai hemodializatorius, aparatas, kuriuo iš organizmo šalinami galutiniai medžiagų apykaitos produktai – rūgštys, šlapalas, kreatininas (azotinė medžiaga šlapime) ir t. t.

Dirbtinio inksto aparato veikimas pagrįstas pusiau laidžių membranų naudojimu. Viena tokios membranos puse cirkuliuoja kraujas, o kita – dializuojantis tirpalas, susidarantis iš įvairių druskų ir vandens, į kurį dėl koncentracijos skirtumo ir skirtingo spaudimo abipus membranos (transmembraninio spaudimo) pereina nereikalingos medžiagos, t. y. vyksta biocheminis procesas – *hemodializė*. Dažniausiai naudojami natrio, kalio, kalcio, magnio chloridai ir gliukozė. Membrana gaminama iš polimerų, pvz., dažnai naudojama hidratceliuliozinė membrana – membrana iš celiuliozės acetato. Dirbtinis inkstas yra stacionarus įrenginys (9.2 pav.), prie kurio ligonis gali būti prijungiamas vieną, du arba tris kartus per savaitę. Hemodializės procedūra, priklausomai nuo dializatoriaus membranos ploto ir ligonio būklės, trunka 4–6 valandas.

Dirbtinio inksto veikimas pagrįstas dializės principu (9.3 pav.). Ligonio kraujas iš arterijos pro kateterį peristaltiniais siurbliais siurbiamas į dializatorių. Kraujo krešulių atsiradimas mažinamas antikoagulantais (pvz., heparinu). Per pusiau laidžią membraną iš kraujo pašalinami šlapalas, kreatininas ir t. t. Apvalytas kraujas grąžinamas į organizmą. Toks dirbtinis inkstas gali išvalyti 150 litrų skysčio per 24 valandas ir tuo metu pagaminama 1,5 litro šlapimo.



9.2 pav. Dirbtinio inksto aparatas ir hemodializės procedūra



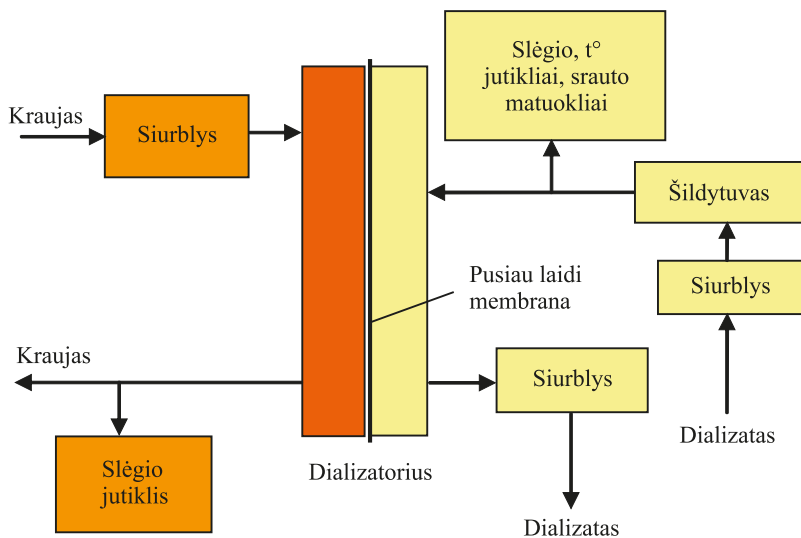
9.3 pav. Dirbtinio inksto veikimo schema

Pagal dializuojančio tirpalo sudėtį hemodializė gali būti acetatinė (acetatai) ir bikarbonatinė (pvz., Na CO_2).

Dirbtinio inksto aparato pagrindiniai elementai lieka tie patys, nors šių aparatų konstrukcija ir gamintojai yra skirtingi.

Pagrindiniai dirbtinio inksto aparato elementai (9.4 pav.):

- dializatorius – prietaisas, kuriame valomas kraujas. Jame yra talpykla su dializuojančiu tirpalu. Kai kurių modelių dializatorių bakas su dializuojančiu tirpalu yra atskirai nuo dializatoriaus. Tokiu atveju jie sujungiami vamzdeliais;
- dializuojančio tirpalo siurblys;
- kraujo siurblys;
- darbą kontroliuojantys prietaisai – jutikliai (slėgio, temperatūros ir kt.).



9.4 pav. Dirbtinio inksto aparato schema

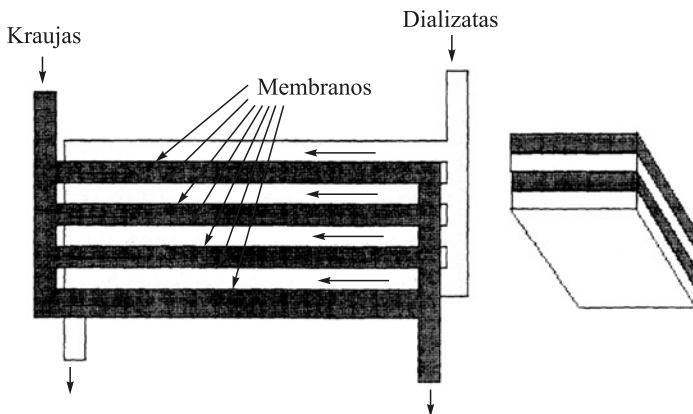
Šiuolaikiniai dializės aparatai leidžia keisti dializės tirpalo, kalio, natrio, kalcio koncentraciją, temperatūrą, pašalinti skystį, keisti dializės tirpalo hidrostatinį slėgį.

Naudojami du dializatorių tipai:

- **plokšteliniai**, kuriuose naudojamos plokščios membranos;
- **kapiliariniai**.

1960 m. F. Kiilas sukonstravo pirmąją *plokštelinį* dializatorių su plokštelėmis iš polipropileno. Šis dializatorius ilgą laiką buvo sėkmingai naudojamas praktikoje.

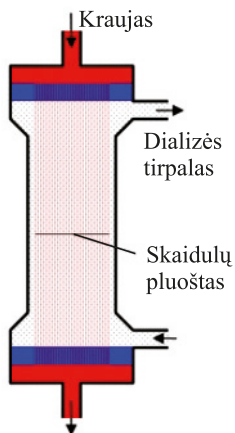
Plokšteliniai dializatoriai padaryti iš stačiakampio formos serijos membranų, suguldytų viena ant kitos (9.5 pav.). Šie dializatoriai sukonstruoti taip, kad iš vienos plokštelės pusės teka kraujas, iš kitos priešinga kryptimi – dializatas. Šių dializatorių trūkumas – storas kraujo sluoksnis, mažas efektyvumas.



9.5 pav. Plokštelinis dializatorius

Antras dializatorių tipas – **kapiliariniai dializatoriai**. 1970-ųjų metų pradžioje amerikiečių firma „Cordis Dow“ pagamino pirmą kapiliarinį dializatorių.

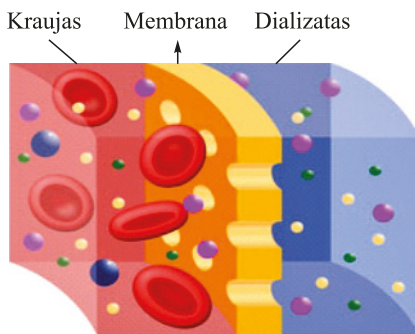
Pagrindinė kapiliarinio dializatoriaus (9.6 pav.) dalis – membrana, padaryta vamzdelio (kapiliaro) formos.



9.6 pav. Kapiliarinio dializatoriaus schema

Vidinis kapiliaro skersmuo yra 200–300 μm , o sienelės storis kinta nuo 5 iki 100 μm . Storis priklauso nuo medžiagos, iš kurios pagaminta membrana. Ploniausius kapiliarus (sienelės storis – apie 5 μm) pavyko gauti iš regeneruotos celiuliozės. Šių dializatorių pranašumai – maži gabaritai, kraujas pasiskirsto labai plonu sluoksniu, didesnis efektyvumas.

Dirbtinio inksto membranos. Membrana (9.7 pav.) – tai barjeras tarp dviejų medžiagų paviršių. Pusiau pralaidi membrana – tai membrana, pro kurią gali praeiti tik tam tikros (ne visos) medžiagos. Porų dydis membranoje lemia, kokia medžiaga bus transportuojama. Porų skaičius membranoje nusako, kiek medžiagų bus transportuojama. Membranos turi pasižymėti pralaidumu ir stiprumu, užtikrinti greitą nereikalingų medžiagų pašalinimą per membranos poras, atrinkti ir palikti kraujyje visas naudingas molekules, turi būti biologiškai suderinama su krauju.



9.7 pav. Dirbtinio inksto membrana

Pirmą kartą dializei buvo panaudotas celofanas (klampus viskozės tirpalas). Pusiau laidžiai membranai šiuo metu naudojamos tokios medžiagos:

- 1 – celiuliozė (modifikuota celiuliozė, pvz., kuprofanas);
- 2 – acetatceliuliozė (pvz., *Hemophan*, *Diacetate*, *Triacetate*)
- 3 – polisulfidai (PS), poliakrilonitrilai (PAN), polimetilmetakrylatai (PMMA), poliamidai, polietilenas

Kuprofano membrana gerai praleidžia mažas molekules (šlapalą, kreatinimą), nepraleidžia didelių molekulių (kraujo elementų), be to, ji yra labai patvari.

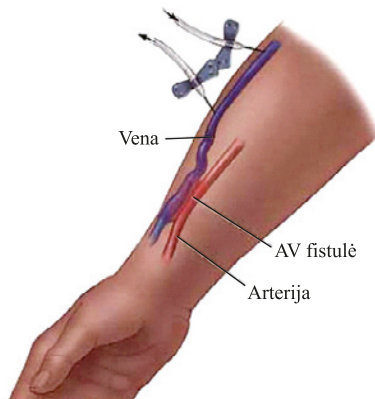
Naujos kartos dializatoriuose vis dažniau įprastines kuprofano ir celiuliozės acetato membranas keičia naujos polisulfidinės ir poliakrilonitrilo membranos.

Membranos pralaidumas apibūdinamas *ultrafiltracijos koeficientu*, t. y. skysčio kiekiu mililitrais per minutę, pereinančiu per membraną esant tam tikram slėgių skirtumui iš abiejų membranos pusių.

Kraujo paėmimas. Norint aparatu tinkamai išvalyti iš paciento organizmo kenksmingas medžiagas, per minutę per aparatą turi pratekėti 250–450 ml kraujo. Be to, tiek pat kraujo turi būti grąžinta pacientui. Kad būtų galima tokį dirbtinio inksto aparatą pakankamai aprūpinti krauju, pacientui reikia turėti labai gerą veną, į kurią būtų galima įdurti storą adatą, ir dar ne vieną, o dvi: kraujui paimti ir grąžinti.

Kraujui paimti taikomi šie metodai:

- **Arterio-veninė fistulė.** Pablogėjus inkstų funkcijai iki tam tikro lygio, t. y. kai inkstai nebeišskiria šlapimo, pacientams formuojama **arterioveninė fistulė (jungtis)** (9.8, 9.9 pav.). Geriausia fistulę formuoti likus metams iki numatomos hemodializės pradžios. Galima fistulę suformuoti ir likus iki gydymo keletui mėnesių. Per ją vykdoma hemodializė. Vena sujungiama su arterija ir ta jungtimi arterinis kraujas teka į veną. Šią operaciją atlieka kraujagyslių chirurgai. Į veninę fistulės dalį įduriamos dvi adatos: pro vieną kraujas paimamas dializei, o pro kitą – grąžinamas.



9.8 pav. Arterioveninė fistulė

Galimos arterioveninės fistulės (jungties) formavimo vietos:

- riešai;
- dilbiai;
- žastai;
- šlaunys.

Dažniausiai fistulė suformuojama, prijungus galvinę veną (*v. cephalica*) prie stipininės arterijos (*a. radialis*) riešo srityje ar prie žasto arterijos (*a. brahialis*) žasto apatiniame trečdalyje.



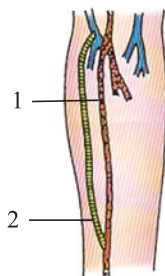
9.9 pav. Hemodializės metu kraujas teka per arterioveninę jungtį (fistulę)

Fistulei pagaminti taikomi šie arterioveninės fistulės formavimo metodai:

- **Autovena** – to paties žmogaus vena, paimta iš kitos kūno vietos. Galima didžiąją poodžio veną paimti iš šlaunies ar iš blauzdos, t. y. paimti ir perkelti į ranką, o dilbyje arba žaste suformuoti kilpos pavidalo arba tiesią fistulę. Tokiu atveju sakoma, kad pacientui suformuota arterijos ir venos jungtis iš autovenos, t. y. to paties žmogaus venos, paimtos iš kitos kūno dalies.
- **Alovena** – kai vena fistulei suformuoti paimama iš kito žmogaus, giminaičio. Venos donoras turi būti parinktas pagal imunologinius rodiklius, kad būtų geresnis donoro ir recipiento atitikimas.

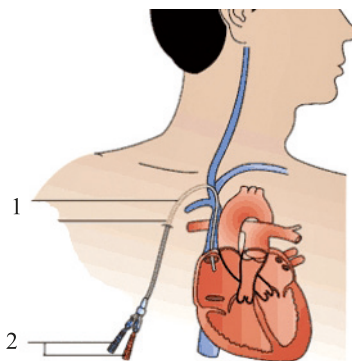
Tačiau fistulės gali trombuotis, galimi infekciniai procesai fistulės vietoje. Jeigu visi išdėstyti variantai negalimi, t. y. nepavyksta suformuoti arterioveninės fistulės arba ji greitai praranda savo funkciją, naudojama speciali **dirbtinė kraujagyslė** – kraujagyslės protezas hemodializei atlikti (9.10 pav.). Tokia fistulė gerai ir ilgai funkcio-

nuoja, jeigu joje intensyvi kraujo tėkmė. Gaminama iš sintetinės medžiagos: dažniausiai iš politetrafluorpolietileno PTFE (teflono). Vienas kraujagyslės protezo galas jungiamas prie arterijos, kitas – prie venos. Jungtis padaroma po oda.



9.10 pav. Arterioveninė fistulė:
1 – arterija; 2 – dirbtinė kraujagyslė iš teflono

Dar vienas kraujo paėmimo hemodializei metodas – **intraveninių kateterių** panaudojimas. Dializės kateteris įkišamas dažniausiai į vidinę jungo veną (*v. jugularis interna*) ar poraktikaulinę veną (*v. subclavia*), rečiau į šlaunies veną. Kateteris turi dvi atšakas ir du spindžius: vienas naudojamas kraujui paimti, kitas – jam grąžinti (9.11 pav.). Tokie kateteriai yra mažiausiai pageidaujamas būdas kraujui paimti – palyginti su arterioveninėmis fistulėmis ar protezais, labai didelė infekcijų (sepsio) rizika.



9.11 pav. Intraveninis kateteris:
1 – įkištas į veną kateteris; 2 – dvi atšakos: kraujui paimti ir grąžinti

Nors sukurta daug būdų kraujui paimti, patikimas ir ilgaamžis priėjimas prie kraujagyslių ir šiuo metu yra didžiausias dirbtinių inkstų trūkumas.

Kontrolė. Ligonio saugumui užtikrinti reikia dializės metu kontroliuoti ligonio būklę ir hemodializės režimus. Todėl stengiamasi dirbtinio inksto aparatų kontrolės sistemas tobulinti. Nuolat stebima ne tik dializato temperatūra, bet ir specialiais jutikliais fiksuojama cheminė dializato sudėtis. Yra stebimas bendras dializato elektros laidumas, kuris keičiasi druskų koncentracijai mažėjant ir didėjant. Tai labai svarbus parametras, nes druskų koncentracijos sumažėjimas gali sukelti eritrocitų hemolizę, o ši – sunkias komplikacijas. Druskų koncentracijai didėjant, atsiranda hipertoninė krizė.

Ultrafiltracijos dydis priklauso nuo transmembraninio spaudimo – spaudimo abipus membranos, todėl kontrolei plačiai naudojami spaudimo jutikliai: matuojamas spaudimo dydis dializatoriuje. Keičiant transmembraninį spaudimą dializės metu, galima keisti ultrafiltracijos dydį skirtinguose dializės etapuose, tai kai kuriems ligoniams būtina. Šiuolaikinė kompiuterizuota technika leidžia šį procesą valdyti programiškai.

Šiuolaikinės dializės sistemos taip pat turi specialius jutiklius, kurie signalizuoja, kai į kraują patenka nors mažas dializato kiekis (tai labai pavojinga). Šie jutikliai vadinami membranos plyšimo jutikliais.

Pagal Tarptautinės standartų organizacijos reikalavimus firmos, gaminančios dializatorius, turi nurodyti išsamią dializatoriaus charakteristiką, t. y.:

- 1 – medžiagas, naudojamas konstrukcijoje;
- 2 – naudojamos membranos tipą ir medžiagą;
- 3 – darbo paviršiaus plotą;
- 4 – kraujo kanalo talpą;

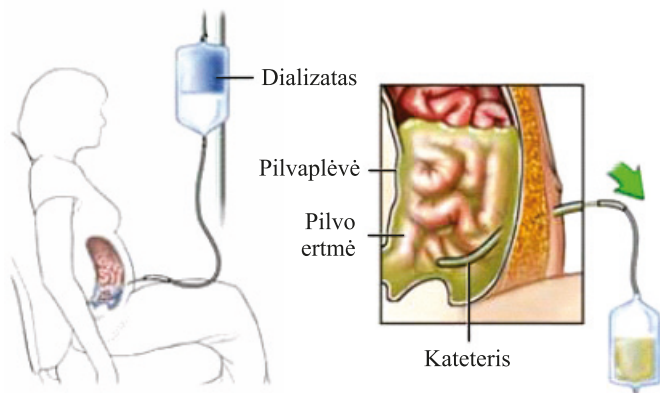
5 – mažų ir vidutinių dalelių (molekulių) klirensą (*klirensas* (angl. *Clear* – *valyti*). Klirensas yra filtracijos matas, išreikštas ml/min. Tai kraujo tūris mililitrais, iš kurio inkstai sugeba per 1 min. išvalyti tam tikrą medžiagą).

6 – ultrafiltracijos faktoriai, ml/min. – membranos pralaidumas per laiko vienetą;

7 – sterilizacijos metodas.

Peritoninė dializė (PD). *Peritoninės dializės* metu (9.12 pav.) per specialų lankstų kateterį, įkištą į pilvaplėvės ertmę netoli nuo bambos, supilamas tam tikras tirpalas, į kurį per pilvaplėvę patenka nuodingos medžiagos ir vandens perteklius. Valantis tirpalas, vadinamas dializės tirpalu, paliekamas tam tikrą laiką pilvaplėvės viduje. Skysčiai, medžiagų apykaitos produktai ir chemikalai pereina pro mažytės kraujagysles pilvaplėvėje į dializės tirpalą. Po kelių valandų šis „prisotintas“ tirpalas išleidžiamas iš pilvo ertmės, drauge išsinešdamas atliekas iš kraujo. Tada vėl pripildoma pilvo ertmė šviežio tirpalo, ir valymo procesas prasideda iš naujo.

Taikant šios rūšies dializę naudojama žmogaus pilvaplėvė, kad kraujas būtų išfiltruotas. Esant liekamajai inkstų funkcijai, geriau pradėti nuo peritoninės dializės. Pralaidžios membranos vaidmenį atlieka pilvaplėvė.



9.12 pav. Peritoninė dializė

Procedūros metu paprastai ligoniai nieko nejaučia. Jei peritoninės dializės metu pilant skystį į pilvo ertmę skauda, naudojami kiti

tirpalai. Paprastai paciento pilvo apimtis padidėja, nes į pilvo ertmę supilami keli litrai specialių skysčių.

Peritonine dialize gydomi ligoniai po mokymo kurso, procedūras atlieka patys namuose arba darbe. Keisti tirpalą pilvaplėvės ertmėje reikia 4–5 kartus per dieną, naktį tirpalas nekeičiamas. Viena pakeitimo procedūra trunka apie 20 minučių.

Prieš pirmą gydymo seansą chirurgas įstato mažą, lankstų vamzdelį, vadinamą kateteriu, į pilvo ertmę. Nedidelė šio vamzdelio dalis lieka pilvo išorėje, ją galima paslėpti po drabužiais. Šis kateteris lieka ten nuolatos. Per jį supilamas ir išleidžiamas dializės tirpalas.

Peritoninės dializės tipai:

1. Nenutrūkstama ambulatorinė peritoninė dializė (NAPD). NAPD yra įprasčiausia peritoninė dializė. Jai nereikia aparato. Ją galima atlikti bet kurioje švarioje, gerai apšviestoje vietoje. Su NAPD kraujas valomas nuolatos. Dializės tirpalas iš plastmasinio maišelio per kateterį patenka į pilvo ertmę. Tirpalas lieka pilvo ertmėje, uždarius kateterį. Po 3–4 valandų valandų skystis išleidžiamas atgal į maišelį. Įpilama 1,5–2 litrai dializuojančio tirpalo. Paskui pilvo ertmė per tą patį kateterį pripildoma švaraus tirpalo. Taigi valymo procesas prasideda iš naujo. Skystis pilvaplėvėje keičiamas 4–5 kartus per parą rankiniu būdu.

2. Automatinė peritoninė dializė (APD). APD yra kaip NAPD, išskyrus tai, kad aparatas, prijungtas prie kateterio, automatiškai pripildo dializės tirpalo pilvo ertmę ir išpila jį iš jos. Šis aparatas dažniausiai prijungiamas nakčiai ir atlieka procedūrą, kol žmogus miega.

NAPD atliekama savarankiškai. Jai nereikia aparato ar partnerio. Tačiau atliekant APD reikės aparato ir partnerio pagalbos (šeimos nario, draugo ar sveikatos specialisto).

NAPD tirpalas lieka pilvo ertmėje nuo 3 iki 6 valandų. Jo išleidimo ir pakeitimo švarių tirpalu procesas užtrunka nuo 30 iki 40 minučių. Dauguma žmonių keičia tirpalą keturis kartus per dieną.

APD gydymas trunka nuo 10 iki 12 valandų kas naktį.

Jei anga, pro kurią kateteris įkištas į kūną, užteršiama, gali išsivystyti peritonitas, arba pilvaplovės uždegimas. Galima taip pat juo susirgti, jei yra problema, sujungiant ar atjungiant kateterį su maišeliais.

Kiekvienas peritoninės dializės tipas turi pranašumų ir trūkumų (9.1 lentelė).

9.1 lentelė. Peritoninės dializės metodo pranašumai ir trūkumai

Peritoninės dializės tipas	Pranašumai	Trūkumai
NAPD	1. Galima atlikti procedūrą savarankiškai 2. Galima atlikti ją daugelyje vietų 3. Nereikia aparato	Reikia nepamiršti kasdien tam tikrais laiko tarpais atlikti šią procedūrą
APD	Galima atlikti ją naktį miegant	Reikės aparato ir vietos jam

Implantuojamas inkstas. Kalifornijos San Francisko universiteto (UCSF) mokslininko Šuvo Rojaus (Shuvo Roy) vadovaujama 10 skirtingų mokslinių tyrimų grupių bendruomenė 2010 metais pristatė naują dirbtinio inksto prototipą. Naujoji sistema pagrįsta naujausiais nanotechnologijų laimėjimais.

Šuvo Rojaus komanda pirmą kartą pademonstravo dirbtinio inksto technologiją, kurią visiškai realu sumažinti iki implantuojamo aparato. Tai dviejų pakopų sistema, susidedanti iš tūkstančių nanofiltrų, įdėtų į specialią biokasetę (*BioCartridge*), kuri iš kraujo šalina toksinus. Šis savotiškas bioreaktorius pagamintas iš dirbtinių inkstų ląstelių imituojančių kanalėlių, kurie atlieka natūralių žmogaus inkstų metabolizmo ir vandens balanso palaikymo funkcijas. Savo darbui užtikrinti sistema naudoja paties paciento kraujo slėgį – taip filtruojama be papildomų siurblių.

LITERATŪRA

- Bronzino, Joseph D. *The Biomedical Engineering handbook*. Second Edition. 2000, 1656 p.
- Buddy, D. Ratner; Allan, S. Hoffman; Frederick, J. Schoen; Jack, E. Lemons. *Biomaterials Science. An introduction to Materials in Medicine*. 2nd Edition. B. D. Ratner, Elsevier, 2004, 864 p.
- Dirbtinių organų ir implantų medžiagos [Žiūrėta 2010 04 13]. Prieiga per internetą: www.biomaterials.org.
- Francisko, A. Arabia. 2001. *Update on the Total Artificial Heart*. M. D. J card surg.:16: 222–227.
- Gerald, E. Miller. *Artificial Organs. Sinthesis lectures on Biomedical Engineering*, 2006, 57 p.
- Goldstein, Daniel J.; Mehmet, C. Oz. *Armonk. Cardiac assist device*, Futura Publishing Company, 2000, 444 p.
- Hench, L.; Jones, J. R. *Biomaterials, Artificial Organs And Tissue Engineering*. Cambridge: Woodhead Publishing 2007, 284 p. + 1 kompakt. Diskas.
- Kamlot, A.; Jacek, R.; Frederick, D. Watanabe and Achilles A. Demetriou. Review: *Artificial Liver Support Systems Biotechnology and Bioengineering*, Vol. 50, John Wiley & Sons, Inc. 1996, p. 382–391.
- Mažeikienė, V.; Ėlutkienė, J. ir kt. 2007. *Pacientų atranka širdies transplantacijai: šiuolaikiniai kriterijai*. ISSN 1392-0995, *Lithuanian Surgery*: 5 (3), 207–211.
- Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej*. Pod redakcją M. Nałęcz. Tom 3. Sztuczne narządy (Dirbtiniai organai). Warszawa: Wydawnictwa komunikacji i łączności, 1990, 274 p.
- Ronco, C. *Blood purification in intensive care*. Kargei, 2001, 433 p.
- Silva, A.; Norton de Matos, A. *An Overview on the Development of a Bio-Artificial Pancreas as a Treatment of Insulin-Dependent Diabetes Mellitus Medicinal Research Reviews*, Vol. 26, No. 2, Wiley Periodicals, Inc. 2006, p. 181–222.
- Stirbys, P. *Širdies elektrostimuliacija optimaliais energetiniais parametrais*. Kaunas: KMU, 2003, 60 p.
- Tetuzo Akutsu; Hitoshi Koyanagi. Salem. 2001. Heart replacement: artificial heart 7, in *The 7th International Symposium on Artificial Hearts and Assist Devices, March 10–11*. Tokyo, Japan. Isis Medical Media, 2000, p. 153–468.
- Vaslef, Steven N.; Anderson Robert W. *The artificial lung*. Georgetown Austin: Landes Bioscience. Eureka.com, 2002, 176 p.
- Шумаков, В. И. *Искусственные органы. Медицина*. М., 1990, 250 p.