Andžela ŠEŠOK

MEDŽIAGOS MEDICINOJE

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

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

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Andžela ŠEŠOK

MEDŽIAGOS MEDICINOJE

Mokomoji knyga

Vilnius „Technika“ 2012

A. Šešok. Medžiagos medicinoje: mokomoji knyga. Vilnius: Technika, 2012, 108 p. [3,4 aut. l. 2012 09 14]

Knygoje pateikiama biomedžiagų klasifikacija, pagrindiniai reikalavimai medicinos technikos medžiagų parinkimui. Ypatingas dėmesys skirtas dirbtinių organų ir implantų medžiagoms. Pateikiami konkrečių medicinos gaminių aprašymai ir naudojamos medžiagos.

Leidinyi skirtas biomechanikos specialybės pagrindinių ir magistrantūros studijų studentams.

Leidinį rekomendavo Mechanikos fakulteto studijų komitetas

Recenzavo: doc. dr. N. Višniakov, VGTU Suvirinimo ir medžiagotyros
problemų institutas

prof. habil. dr. V. Vasilionkaitis, VGTU Biomechanikos katedra

Leidinyi 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. Žmogiškųjų 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 1380-S mokomosios
metodinės literatūros knyga
<http://leidykla.vgtu.lt>

Redaktorė Zita Markūnaitė
Maketuotoja Daiva Šepetauskaitė

eISBN 978-609-457-271-5
doi:10.3846/1380-S

© Andžela Šešok, 2012

© Vilniaus Gedimino technikos universitetas, 2012

TURINYS

Ivadas	4
1. Biomedžiagų klasifikacija. Implantų sąveika su organizmu	6
2. Reikalavimai, keliami implantų ir dirbtinių organų medžiagoms	10
3. Polimerai	13
3.1. Gamtiniai polimerai medicinoje	13
3.2. Sintetiniai polimerai	17
3.2.1. Termoplastiniai polimerai, naudojami medicinoje	17
3.2.2. Reaktoplastai naudojami medicinoje	26
3.2.3. Medžiagos kaučiuko pagrindu	27
4. Metalai ir jų lydiniai medicinoje	30
4.1. Metalai, skirti implantams	31
4.2. Metalai, skirti išoriniams protezams ir kitai medicinos technikai	40
4.2.1. Taurieji metalai	40
4.2.2. Angliniai įrankiniai ir legiruotieji konstrukciniai plienai	41
4.2.3. Vario lydiniai	41
4.2.4. Aliuminio lydiniai	43
5. Biokeramika	44
5.1. Bioinertinė keramika	45
5.2. Bioaktyvi keramika	45
6. Anglies pluoštas	48
7. Audinių sujungimo medžiagos	55
7.1. Chirurginiai siūlai	55
7.2. Kaulų cementas	58
7.3. Biologiniai klijai	59
8. Kraujagyslių protezai	62
9. Širdies vožtuvų protezų medžiagos	69
10. Kateterių medžiagos	73
11. Kraujo indų medžiagos	75
12. Dirbtinių sąnarių ir lubrikantų medžiagos	78
13. Osteosintezės aparatų medžiagos	89
14. Galūnių protezų ir ortezų medžiagos	92
Literatūra	106
Priedas	108

IVADAS

Padidėjus vidutinei gyvenimo trukmei, degeneracinės ligos tapo kritine problema, ypač vyresnio amžiaus žmonėms. Daugiau susidėvi organai, sąnariai ir kitos kūno dalys, kuriuos, norint neprarasti gyvenimo kokybės, reikėtų pakeisti. Šiuo metu biomedžiagos užima svarbią vietą keičiant ar gerinant pagrindinių kūno sistemų funkcionavimą (griaučių, kraujotakos, nervinės ir kt.).

Medicinoje naudojamos medžiagos turi pasižymėti biosuderinamumu (angl. *biocompatibility*), geromis mechaninėms savybėmis, cheminiu atsparumu. Pastaraisiais metais dinamiškai plėtojami medicininiai-biologiniai tyrimai, taip pat naujų medžiagų paieška, tyrimas ir gamyba. Labai daug lėšų ir dėmesio skiriama nanomedžiagoms ir nanotechnologijoms kurti, nes šios medžiagos ir technologijos nuo pat XXI a. pradžios yra prioritetinės techninio progreso atžvilgiu. Eksperimentiniai ir teoriniai tyrimai apima „protingų“ medžiagų gamybos ir nanometrinių matmenų (nuo 1 nm iki 100 nm) objektų kūrimą.

Mokslininkai įsitikinę, kad visai netoli naujų biomedžiagų era, ir kad, užuot audinius persodinus, kaip daroma iki šiol, bus imamasi juos atkurti.

Iš naujausių laimėjimų medžiagų medicinoje srityje galima paminėti plonų nanostruktūrinės sandaros dangų kūrimą. Ypač perspektyvūs gaminiai, kuriems reikalingos tokios dangos, yra bakteriostatiniai implantai, medicininiai įrankiai, kontaktiniai lęšiai ir kt. Medžiagos turi turėti tam tikras fizines, chemines ir biologines savybes: gerą dangos adheziją prie substrato, aukštas mechanines charakteristikas, gerą tamprumą, cheminį atsparumą, antibakterinį aktyvumą ir biosuderinamumą.

Sukurtos naujos bioaktyvios medžiagos, naudojamos audiniams atkurti, vaistus išskiriantys stentai, neseniai atrastos naujos anglies formos – fulerenai, nanovamzdeliai, grafenas, sukurti silikono hirdogelio kontaktiniai lęšiai – naujos kartos kontaktiniai lęšiai, kuriuose silikoninė medžiaga užtikrina aukštą deguonies pralaidumą, o hidrofilinis komponentas – gera lęšio judėjimą ant ragenos, lanstumą ir komfortą, nauja hidrogelio tvarstomoji medžiaga, ypač atsparus trinčiai

kryžminių jungčių polietilenas X3, naudojamas sąnarių endoprotezams gaminti, biologiniai klijai ir kt.

Šioje mokomojoje knygoje apžvelgiami ir analizuojami pagrindiniai reikalavimai, keliami medicinos prietaisų, iš jų ir implantų, medžiagoms, apžvelgiami naujausi pasiekimai medžiagų medicinoje srityje. Pateikiami konkrečių medicinos gaminių aprašymai ir naudojamos medžiagos.

1. BIOMEDŽIAGŲ KLASIFIKACIJA. IMPLANTŲ SĄVEIKA SU ORGANIZMU

Per paskutinius 90 metų žmogus sukūrė medžiagas ir prietaisus, kurie sėkmingai gali pakeisti žmogaus kūno dalis. Medžiagos, sukeliančios minimalų žalingą poveikį audiniui, kurių žmogaus kūnas neatmeta, vadinamos **biomedžiagomis**.

Biomedžiagos skirstomos į tokias pagrindines grupes:

1. Implantų medžiagos. Implantas (lot. *plant, plantum* – sodinimas, auginimas) – medicininis įtaisas, kuris įauginamas į žmogaus organizmą, kad jame pakeistų neveikiantį ar sustiprintų silpnai veikiančią organą ar audinį arba atliktų funkciją, kurios žmogaus organizmas iš viso neturi.

Pirmieji pavykę implantai, sukurti 1900-aisiais, buvo kaulo plokštelės, kurios sutvirtindavo kaulo lūžius ir pagreitindavo jų gijimą. Medžiagų inžinerijos ir chirurgijos srityse 1950-aisiais buvo atlikti pirmieji kraujagyslių pakeitimo eksperimentai, o 1960-aisiais pradėti kurti dirbtiniai širdies vožtuvai ir klubo sąnariai. Jau pačioje implantavimo pradžioje chirurgai susidūrė su implanto medžiagos ir konstrukcijos problemomis, susijusiomis su priešlaikiniu implanto funkcijų netekimu: mechaniniais gedimais, korozija ir prastu biologiniu medžiagų suderinamumu. Šiuo metu konstrukcija, medžiagų parinkimas ir biologinis suderinamumas vis dar lieka pagrindiniai biomedicininų implantų kriterijai.

Implantų klasifikacija pateikta 1.1 pav.

1.1 pav. Implantų klasifikacija

Pagal energijos šaltinį implantai skirstomi į šias grupes:

- aktyvieji implantai – naudoja elektros energijos (pvz., galvaninį elementą) ar kitoki energijos šaltinį. Manoma, kad ateityje bus sukurti implantai, kurie kaip energijos šaltinį (degalus) naudos kūno maisto medžiagas (pvz., gliukozę).
- pasyvieji implantai – neturi energijos šaltinio.

Pagal veikimo būdą implantai būna:

- Mechaniniai – veikia grynai mechaniškai:
 - nejudrūs, kurie nekeičia formos. Pvz., kaulo tvirtinimo plokštelė, danties implantas;
 - judrūs, kurie veikdami keičia formą. Pvz., dirbtinis sąnarys, dirbtinis širdies vožtuvas.
- Elektroniniai – veikia naudodami savo elektroninę sistemą. Pvz., dirbtiniai širdies ritmo stimulatoriai.
- Farmaciniai – į organizmo vidų išskiria vaistinius preparatus. Gali būti tiek elektroniniai, tiek suplanuoto lėto tirpimo implantai.

Pagal pastovumą implantai skirstomi:

- Laikinieji – po kurio laiko numatyta juos išimti atliekant chirurginę operaciją.
- Rezorbuojami – tokie implantai, kurie po tam tikro laiko ištirpsta ir išnyksta, atlikę savo funkciją, arba perauga į ląsteles, yra pertvarkomi ir virsta biologiniu dariniu, o pradinis implantas rezorbuojasi.
- Nuolatiniai – numatyta, kad implantas liks kūne ir veiks visą gyvenimą.

Implantai, kontaktuojantys su krauju, – tai kraujagyslių protezai, širdies vožtuvų protezai, stentai. Stentas (1.2 pav.) yra implantuojamas vamzdelis, išplečiamasis darinys, padedantis išlaikyti kraujagyslės kanalo vientisumą.

1.2 pav. Stentas

2. Audinių sujungimo medžiagos. Tai chirurginiai siūlai, biologiniai klijai, kaulų cementas.

3. Dirbtinių organų medžiagos. Dirbtiniai organai – tai aparatai, skirti tam tikro žmogaus organo funkcijoms atlikti, pvz., dirbtinė širdis, dirbtinis inkstas, dirbtinės kepenys ir t. t.

4. Pusiau laidžios membranos ir kitos dirbtinės apytakos aparatų dalys.

5. Farmacijos preparatai (pvz., vaistų įpakavimo medžiagos).

Pagal organizmo reakciją medžiagos skirstomos į:

- Toksiškos (nuodingos) – kai aplinkiniai audiniai kontaktuodami su ja žūsta. Tai didžioji dalis metalų;
- Bioinertinės – netoksiškos, bet biologiškai neaktyvios. Pvz., biokeramika Al_2O_3 , ZrO_2 . Tai tokia medžiaga, kuri ilgai būdama žmogaus organizme visai nesikeičia arba keičiasi labai nedaug;
- Bioaktyvios – netoksiškos, biologiškai aktyvios, tirpstančios audiniuose. Tai kai kurie biopolimerai, kalcio fosfato biokeramika ir kt.

Į svetimkūnį organizmas reaguoja labai įvairiai, tai ir uždegiminė reakcija, ir vietiniai trombozės efektai, ir imuninė reakcija. 1.3 pav. pateiktas tik supaprastintas organizmo atsakas į svetimkūnį. Trumpai apžvelkime vykstančius procesus: prie patekusios į organizmą svetimos

medžiagos paviršiaus pradeda lipti įvairūs baltymai (manoma, kad jie ir inicijuoja specifinį organizmo atsaką į svetimkūnį). Po šio vyksmo seka įvairių ląstelių – monocitų, leukocitų, kraujo plokštelių, makrofagų – prikibimas prie biomedžiagos paviršiaus. Šios ląstelės bando pašalinti svetimkūnį, tačiau kadangi implantas yra daug didesnis, negu prikibusio makrofago ląstelė, tai makrofagai negali pradėti fagocituoti. Implanto ir organizmo sandūroje prasideda chroniškas uždegimas ir suerzinti makrofagai pradeda jungtis vieni su kitais formuodami didelę daugiabranduolę ląstelę, kuri gaubia svetimkūnį. Ši ląstelė dažniausiai išlieka visą implantavimo laiką. Paskutinės stadijos metu aplink svetimkūnį, apsuptą jungtinės makrofagų ląstelės, pradeda formuotis tankus be kraujagyslių iš kolageno skaidulų sudarytas audinys, kurio storis būna 50–200 mikrometrų.

1.3 pav. Supaprastintas organizmo atsakas į svetimkūnį

2. REIKALAVIMAI, KELIAMI IMPLANTŲ IR DIRBTINIŲ ORGANŲ MEDŽIAGOMS

Implantų ir dirbtinių organų medžiagoms keliami griežti reikalavimai:

1. **Biosuderinamumas.** Implantų medžiagos neturi sukelti neigiamos organizmo reakcijos. Biomedžiagos turi būti chemiškai ir imunologiškai neutralios. Medžiaga turi būti absoliučiai nekenksminga gyvam organizmui, neturi sukelti alerginių reakcijų, keisti savybių laikui bėgant;

2. Medžiagos, kontaktuojančios su krauju, turi pasižymėti **hemosuderinamumu**. Hemosuderinamumu pasižyminčios medžiagos nedaro įtakos trombozei susidaryti, mažai veikia eritrocitus ir kraujo baltymus;

3. **Antitrombozinės savybės.** Medžiagos neturi sukelti uždegimo, sudaryti krešulių;

4. Biomedžiagos turi būti labai patvarios;

5. Medžiaga turi būti lengvai apdirbama ir pasižymėti baktericidinėmis savybėmis. Be to, priklausomai nuo naudojimo specifikos, ji turi būti atspari eksploatacijos poveikiams;

6. Medžiaga, iš kurios pagamintas medicininis gaminys, turi būti aukštos kokybės ir funkcinių savybių.

Bet kokia medžiaga, patekusi į gyvą organizmą, sukelia biologinę reakciją – organizmo imuninė sistema reaguoja į implantą kaip į svetimkūnį. Bet kai kurios medžiagos sukelia mažą biologinę reakciją. Tai kai kurie metalai (pvz., Ti, Co-Cr-Mo lydiniai), sintetiniai polimerai (pvz., polietilenas, poliuretanai ir kt.), biokeramika, anglies medžiagos.

Organizmo reakcijai mažinti naudojamos įvairios dangos, kurios didina implanto biosuderinamumą. Plonų nanostruktūrinės sandaros dangų, skirtų biomedicinos tikslams, kūrimas yra viena iš naujų prioritetinių dangų kūrimo krypčių. Ypač perspektyvūs gaminiai, kuriems reikalingos tokios dangos, yra bakteriostatiniai implantai, medicininiai įrankiai, kontaktiniai lęšiai ir kt.

Medicininiais implantams, aparatams, medicininiais įrankiams ir prietaisams gaminti naudojamos tokios medžiagos:

- **polimerai:**
 - gamtiniai;
 - sintetiniai.
- **metalai ir jų lydiniai;**
- **keramika;**
- **angies medžiagos.**

Kai kurios medžiagų naudojimo medicinoje sritys pateiktos 2.1 lentelėje.

2.1 lentelė. Kai kurios medžiagų naudojimo medicinoje sritys

Naudojimo sritis	Dažniausiai naudojamų medžiagų tipas
<i>Griaučių sistema</i> Sąnarių endoprotezavimas (klubo, kelio)	Titanas ir jo lydiniai, nerūdijantysis plienas, polietilenas, biokeramika
Kaulų lūžgalių fiksacija	Nerūdijantysis plienas, Co-Cr-Mo lydinys
Kaulų cementas	Polimetilmetakrilatas (PMMA)
Kaulų defektų taisymas (kaulų vėžinių tuštumų užpildymas)	Hidroksilapatitas
Dirbtinės sausgyslės ir raiščiai	Teflonas, dakronas
Dantų implantai	Titanas, Co-Cr-Mo lydinys
<i>Kardiovaskulinė sistema</i> Kraujagyslių protezai	Dakronas, teflonas, poliuretanai
Dirbtiniai širdies vožtuvai	Titanas, pirolizinė anglis
Kateteriai	Silikonas, poliuteranas, teflonas

2.1 lentelės pabaiga

<p><i>Organai</i></p> <p>Dirbtinė širdis</p> <p>Dirbtinė oda</p> <p>Dirbtinis inkstas (hemodializatoriaus membranos)</p>	<p>Titanas, poliuretanai</p> <p>Silikono ir kolageno kompozitai</p> <p>Celiuliozė, poliakrilonitrilai (PAN)</p>
<p><i>Jutimo sistemos</i></p> <p>Kochlearinė implantacija</p> <p>Kontaktiniai lęšiai</p>	<p>Platinos elektrodai</p> <p>Silikono akrilatas, hidrogelis</p>

3. POLIMERAI

3.1. Gamtiniai polimerai medicinoje

Gamtiniai polimerai įeina į augalų ir gyvūnų organizmą. Medicinoje naudojami šie gamtiniai polimerai:

- kolagenai, fibrinogenai;
- celiuliozė;
- natūralusis kaučiukas;
- natūralus lateksas.

Kolagenas (gr. *kolla* – klijai) – labiausiai gyvūnijos (taip pat ir žmonių) pasaulyje paplitęs baltymas (3.1 pav.). Tai vienas iš pagrindinių jungiamųjų audinių – sausgyslių, kaulų, kremzlių, gyslų sienelių ir ląstelių membranų – komponentų. Kolagenas gaunamas fermentiniu būdu skaidant daug kolageno turinčius audinius (odą ir kaulus). Kolageno skaidulos atsakingos už teisingos kūno organų funkcinės struktūros išlaikymą. Kolageno pagrindu pagamintos medžiagos naudojamos žaizdoms gydyti. Jos naudojamos implantuojant dantis ir kosmetikoje. Kardiochirurgijoje kolagenas naudojamas dirbtinės širdies prieširdžiui padengti. Kadangi kolagenas dažniausiai naudojamas iš gyvūnų audinių, jis turi būti specialiai pritaikomas, kad organizmo imuninė sistema jo neatmestų ir neprasidėtų mikrobiologinė infekcija.

Šiuo metu žinomi beveik 28 kolagenų tipai. Visų jų molekulės yra trimera. Iš kitų baltymų kolagenai išsiskiria ypatingu atsparumu tempimui. Žmogaus organizme kolagenai sudaro 25 % visų kūno baltymų. Daugiausia kolagenų sintetuoja ir išskiria fibroblastai, kurių daug yra įvairaus tipo jungiamajame audinyje, ir epitelio ląstelės.

3.1 pav. Kolageno struktūra

Fibrinogenas – yra kraujo plazmos baltymas, dalyvaujantis krešant kraujui. Medicinoje naudojamas gyvūnų fibrinas. Jis gaunamas iš sveikų gyvūnų kraujo plazmos cheminių reakcijų, vykstančių žemose temperatūrose, būdu. Fibrinas naudojamas kraujavimui stabdyti chirurginių operacijų metu ir biologiniams klėjams gaminti.

Celiuliozė (3.2 pav.) – gamtinis polimeras, polisacharidas $(C_6H_{10}O_5)_n$ (n yra ≈ 40 tūkst.). Ji yra pagrindinė augalinių ląstelių sienelių struktūrinė medžiaga. Gaunama iš medžių žievės, lino. Celiuliozė – balta, bekvapė, netirpi medžiaga. Cheminėmis reakcijomis ji gali būti modifikuojama į substanciją, labai panašią į sintetinį polimerą, pvz., etilceliuliozė. Celiuliozė naudojama chirurginiams siūlams gaminti.

3.2 pav. Celiuliozės formulė

Dažniausiai naudojamas gamtinis polimeras yra *natūralusis kaučiukas*.

Natūralusis kaučiukas – stambiamolekulis junginys, kurį perdirbus gaunama guma. Tai visų sintetinių polimerų prototipas. Pagal šį gamtinį polimerą buvo gauti pirmieji sintetiniai kaučiukai.

Tai augalinės kilmės angliavandenilis $(C_5H_8)_n$ (n nuo 1000 iki 3000). Gaunamas iš Brazilijoje, Indokinijoje ir Šri Lankoje augančio medžio hevējos sulčių (3.3. pav.) – latekso.

3.3 pav. Hevējos sulčių rinkimas

Kaučiukmedžių yra apie 12 rūšių. Jie užauga iki 40 m aukščio. Pieno sultys gaunamos suraižius augalų žievės pientakius. Sultys leidžiamos iš 10–12 metų amžiaus medžių. Iš vieno medžio kasmet gaunama iki 7,5 kg kaučiuko.

Gamtinis lateksas – augalinis pieno pavidalo geltonos arba rausvos spalvos skystis. Lateksą sudaro vandenyje pakibę mikroskopiniai angliandenilio (C_5H_8)_n lašeliai. Latekse yra 34–37 % kaučiuko, 52–60 % vandens (H_2O), toliau sudaro baltymai, dervos, fermentai ir mineralinės medžiagos. Kaučiukas iš latekso išskiriamas, koaguluojant elektrolitu (skruzdžių arba acto rūgštimi, natrio, bario ar geležies chloridu). Koaguliacija – mažų dalelių jungimasis dispersinėse sistemose į stambesnes. Dėl koaguliacijos iš koloidinio tirpalo iškrenta drebučių nuosėdos. Pašalinus priemaišas, gaunamas kaučiukas, kurio monomero struktūrinė formulė užrašoma taip:

Kaučiukas – amorfinis linijinis polimeras. Kaučiuko tankis 0,910–0,920 g/cm³, stiklėjimo temperatūra nuo –7° iki –72 °C. Natūralusis kaučiukas labai tamprus – santykinis pailgėjimas 700–1000 %. Jis gerai tirpsta angliavandeniliuose ir sieros vandenilyje. Lengvai reaguoja su deguonimi, ozonu, halogenais, vandeniliu, sieros junginiais.

Kaučiukas gali vulkanizuotis. Vulkanizacija – tai kaučiuko perdirbimo į gumą technologinis procesas. Sumaišius kaučiuką su sierra ir pakaitinus, vyksta vulkanizacijos procesas, t. y. dalinis linijinio polimero dvigubųjų ryšių trūkinėjimas ir jų erdvinis jungimasis per S atomus. Vulkanizacijos temperatūra – 140–180 °C. Vulkanizuojama formose, katiluose, autoklavuose, specialiuose vulkanizatoriuose. Vulkanizacija greitinama aktyvatoriais. Ji pagerina kaučiuko atsparumą šilumai ir tirpikliams.

Jei kaučiuke yra 1–3 % sieros, tai po vulkanizacijos gaunama tampri medžiaga – guma. Padidinus sieros kiekį iki 30–60 % gaunamas ebonitas – kieta, atspari smūgiams medžiaga. Gumai ir ebonitui

gaminti, be sieros ir kaučiuko, naudojami užpildai (kreida, talkas), dažomosios medžiagos, vulkanizacijos katalizatoriai ir kitos priemonės.

Natūralusis kaučiukas yra netoksinis, todėl jo pagrindu tinkamai parenkant ingredientus galima gauti netoksinius gaminius, kurie gerai derinasi su biologinėmis aplinkomis.

Medicininį gaminių, gaminamų iš natūralaus kaučiuko, asortimentas labai platus. Tai:

- medicininiai vamzdeliai (pvz., kraujo perpylimo), vamzdeliai pooperacinių vietų drenažui (*drenažas* – žaizdų nusausinimo būdas, pūlių pašalinimas);
- zondai, pvz., skrandžio maitinimo zondai.
- kateteriai;
- narkozės kaukės;
- farmacijos pramonėje vaistų pakuotės.

Natūralus lateksas – tai pieninės sultys, gaunamos iš kaučiukmedžio *Hevea brasiliensis*. Natūralus lateksas perdirbamas į elastinį lankstų produktą – natūralų guminį lateksą. Viso šio proceso metu į natūralųjį lateksą dedama daug cheminių medžiagų. Derliaus nuėmimo metu į sultis dedama amoniako ir konservantų. Vėliau dedama katalizatorių, antioksidantų, emulsiklių, stabilizatorių ir gaunamas plačiai komerciškai vartojamas produktas.

Daugumai žmonių lateksas nesukelia jokių problemų. Tačiau, kaip ir bičių nuodai, lateksas kai kuriems žmonėms gali kelti problemų, ypač medicinos darbuotojams. Guminėse pirštinėse yra gausu latekso, kuris gali tapti alergijos priežastimi.

Plačiajai visuomenei latekso alergijos rizika tesiekia mažiau nei 1 %. Lateksas vis dar plačiai paplitęs kasdieniame mūsų gyvenime. Kai kurios latekso turinčios medicinos priemonės:

- Ambu maišas;
- Kraujospūdžio matavimo manžetė;
- Guminės pirštinės;
- Elastiniai raiščiai;
- Lipnios juostos;
- Šlapimo pūslės kateteriai;
- Drenai – vamzdeliai skysčiams ištekėti;

- Skrandžio zondai;
- Klizmų antgaliai;
- Guminės kaukės;
- Guminiai varžtai.

Šiuo metu natūralus lateksas dėl alergijos pavojaus keičiamas kitomis medžiagomis – silikonu, sintetiniu lateksu ir kt.

3.2. Sintetiniai polimerai

Sintetiniams polimerams būdingas geras biosuderinamumas, t. y. jie gerai toleruojami organizmo, nesukelia alergijos, netoksiški. Kadangi pasižymi dideliu mechaniniu patvarumu, sintetiniai polimerai dažnai naudojami dirbtiniams organams, endoprotezams ir kitai medicinos technikai gaminti.

3.2.1. Termoplastiniai polimerai, naudojami medicinoje

Poliuretanai PU. Viena iš dažniausiai naudojamų dirbtiniams organams gaminti polimerų yra poliuretanai. Poliuretanai – polimerai, gaunami laiptuotos polimerizacijos būdu iš uretano grupės molekulių:

Jie yra atsparūs atskiestoms rūgštims, šarmams, tepalams, vandens ir vandens garų poveikiui, angliavandeniliams, organinėms rūgštims. Tirpsta tik senole $\text{C}_6\text{H}_5\text{OH}$, krezole $\text{C}_6\text{H}_4\text{CH}_3\text{OH}$, sieros ir skruzdžių rūgštyse.

Priklausomai nuo polimerizacijos laipsnio, gaminiai iš poliuretano gali būti trapūs ir plastiški, kieti ir minkšti. Priklausomai nuo pradinų komponentų (monomerų) savybių ir makromolekulių struktūros, jie gali būti termoplastiniai ir termoreaktyviniai.

Poliuretanai pasižymi geromis dielektrinėmis, antifrikcinėmis savybėmis, atsparus susidėvimui. Gaminiai iš jo yra netoksiški, gerai toleruojami organizmo, bioinertiški. PU pasižymi didele adhezija (sukibimu).

Medicinoje iš poliuretano gaminami:

- dirbtinės širdies dalys (3.4 pav.);
- dirbtinės kraujagyslės (3.5 pav.);
- širdies kateteriai;
- biologiniai klijai.

3.4 pav. Dirbtinė širdis *AbioCor* iš poliuretano ir titano

3.5 pav. Dirbtinės kraujagyslės

Medicinoje dažnai naudojamas poliuretano ir silikono kopolimeras. Iš jo gaminami pagalbinės kraujotakos kateteriai-balionėliai, įstatomi į aortą (3.6 pav.).

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

Šie polimerai pasižymi labai geromis mechaninėmis savybėmis: aukštu stiprumu ir mechaniniu patvarumu (atsparumu nuovargiui). Poliuretanai atsparūs hidrolizei (vandens ir vandens garų poveikiui), šiluminei destrukcijai ir oksidacijai. Norint išvengti destrukcijos, naudojami specialūs priedai – stabilizatoriai (t. y. antioksidantai – fenoliai, aminai).

Daugelis termoplastinių polimerų gali suminkštėti 140 °C temperatūroje, todėl gaminiai iš polimerų negali būti sterilizuojami autoklavuose, o naudojamas sterilizavimas etileno oksidu, jonizuojančiuoju spinduliavimu. *Autoklavas* – aparatas, kuriame aukštos temperatūros garais ir dideliu slėgiu vykdomi cheminiai procesai, sterilizuojamos medžiagos.

Detalės iš PU liejamos slegiant, ekstruzijos būdu (nepertraukiamo išspaudimo būdu), apdirbamos pjovimo įrankiais.

Polimetilmetakrilatas PMMA

Žinomas kaip organinis stiklas, *pleksiglass* (JAV, Vokietijoje, Prancūzijoje). Tai termoplastinis polimeras, kuriam būdingas didelis skaidrumas, cheminis patvarumas, aukštesnė stiklėjimo temperatūra (ne žemesnė kaip 100 °C). Jis labai gerai praleidžia šviesą, atlaiko didelės deformacijos nesuirdamas, lengvai dažomas. Polimetilmetakrilatas lengvai apdirbamas pjovimo ir karštojo štampos būdais, tačiau lengviau susibraižo. Naudojamas akies obuoliui protezuoti, kontaktiniams lęšiams, šviesolaidžiams gaminti. Iš jo gaminamas kaulų cementas.

Polietilenas PE. Polietilenas $(-\text{CH}_2-\text{CH}_2-)_{\text{n}}$ – etileno polimerizacijos produktas – vienas iš pigiausių plastikų. Gaminamos dvi PE rūšys: didelio slėgio (polimerizuojamas esant 150–350 MPa slėgiui ir 180 °C temperatūrai) ir mažo slėgio (polimerizuojamas esant 1–6 MPa slėgiui organiniame tirpiklyje). Polietilenas chemiškai patvarus. Abiejų rūšių PE yra labai atspari vandeniui ir vandens garams, labai gerų dielektrinių savybių medžiaga. Ji normalioje temperatūroje nekinta veikiamo drus-

kos, sieros, fluoro vandenilio rūgščių, šarmų tirpalų ir daugelio tirpiklių, kuriuose iš dalies tirpsta 70–80 °C temperatūroje.

Mažo slėgio polietileno struktūra yra mažiau šakota, didesnis kristališkumo laipsnis (iki 74–95 %). Toks polietilenas stipresnis, standesnis, atsparesnis šilumai.

Didelio slėgio polietilenas yra tasesnis, minkštesnis, labiau tinka lankstomoms dalims ir plėvelei gaminti, tačiau ryškesnė jo šiluminio subėgimo savybė. Kristališkumo laipsnis – 55–65 %. Dėl gerų antikorozinių savybių PE yra labai vertinga medžiaga medicinos aparatūrai, juo dengiami metaliniai paviršiai. Iš polietileno gaminamos plėvelės, vamzdžiai, žarnos, elektroizoliacinės detalės, talpyklos vaistų preparatams, pipetės.

Aukštos molekulinės masės polietilenas *Chirulen* naudojamas klubo ir kelio sąnario endoprotezams (3.7, 3.8 pav.), kojos protezų ėmikliams ir ortezams gaminti.

Šiuo metu sukurtas kryžminių jungčių polietilenas X3 endoprotezams gaminti. Jis pasižymi dideliu atsparumu trinčiai.

3.7 pav. Natūralus (a), dirbtinis (b) klubo sąnarys

3.8 pav. Natūralus kelio sąnarys (a), dirbtinio kelio sąnario dalys (b)

Gaminiai iš PE liejami slegiant arba išcentrinu būdu, šampuojami, presuojami, apdirbami pjovimo įrankiais, suvirinami, sulydomi karštu oru.

Polipropilenas PP. Tai kietas, skaidrus polimeras, gaunamas polimerizacijos būdu, naudojant katalizatorius:

Polipropilenas artimas polietilenui, bet šiek tiek stipresnis, standesnis, atsparesnis šilumai. Polipropilenas netoksiškas, lengvai apdirbamas mechaniškai. Skirtingai nei kiti polimerai, jis gali išlikti nepakitęs formos net iki 150 °C. Todėl gaminiai iš polipropileno gali būti sterilizuojami autoklavuose. Trūkumas – greitai sensta.

Iš polipropileno gaminami įvairūs diržai, lynai, konstrukciniai neįgaliųjų vežimėlių elementai ir kt.

Medicinoje jis naudojamas vienkartiniam švirkštam, medicinos aparatūros (hemodializės, oksigenacijos) detalėms gaminti, taip pat farmacinei tarai gaminti. Iš aukštatemperatūrio polipropileno gaminami kojos ortezai.

Polistirolas PS

Tai skaidrus amorfinis stiklo pavidalo polimeras. Gerų dielektrinių savybių. Chemiškai patvarus. Kietas, standus. Pasižymi dideliu atsparumu vandeniui, labai atsparus šarmams ir rūgštims. Nesunkiai apdirbamas mechaniškai ir dažomas.

Trūkumai – tirpsta organiniuose tirpikliuose, mažas šiluminis atsparumas, degus.

Jis naudojamas laboratoriniams indams, vienkartiniams švirkštams, kai kurioms korpusinėms detalėms gaminti.

Gaminiai liejami slegiant ir ekstruzijos (nepertraukiamo išspaudimo) būdu.

Polivinilchloridas PVC. Jau daugiau kaip 50 metų ši medžiaga naudojama medicinoje. Iš polivinilchlorido buvo pagaminta pirmoji dirbtinė širdis.

Tai vinilo chlorido polimerizacijos produktas:

Nedegus, chemiškai atsparus šarmams, rūgštims, druskų tirpalams, gerų dielektrinių savybių, lengvai sterilizuojamas. Būdingiausios jo atmainos:

- viniplastas;
- plastikatas.

Viniplastas – tai polivinilchloridas be plastifikatorių. Tai standi, kieta, gana tampri ir chemiškai patvari medžiaga, dažnai naudojama kaip antikorozinė medžiaga. Viniplastas gerai apdirbamas pjaunant, lengvai formuojamas spaudimo būdu. Aukštesnėje kaip 60–70 °C temperatūroje suminkštėja. Žemesnėje kaip 10 °C tampa trapus. Norint apsaugoti nuo destrukcinio deguonies poveikio, dedama stabilizatorių. Plastikatas naudojamas elektros aparatūros kabeliams izoliuoti. Iš jo gaminamos plėvelės. Iš polivinilchlorido gaminami sandarikliai, vamzdžiai, elektroizoliacinės detalės ir kt.

Medicinoje iš jo gaminami aortos kateteriai, zondai, dirbtinės kraujo apytakos aparato detalės, kraujo maišelių sistemos.

Polimerizācijas reakcija:

3.9 pav. 3D teflono modelis

Fluorplastas yra kokybiškas dielektrikas, pasižymintis mažu trinties koeficientu. Fluorplasto dangos apsaugo detales nuo korozijos. PTFE yra gera antiadhezinė medžiaga, prie jo nelimpa jokie klijai ir riebalai, jos mažas trinties koeficientas. Trūkumai: prastos mechaninės savybės. Pridedant užpildų jo stiprumą galima padidinti 10 kartų.

Dėl mažo plastiškumo fluorplastiką sunku perdirbti, todėl dažnai dirbiniai iš jo gaunami panašiai kaip miltelinėje metalurgijoje – į gaminį karštai įpresuojama politetrafluoretileno miltelių.

Politetrafluoretilenas netoksiškas. Tačiau pastebėta, kad aukštoje temperatūroje esant kontaktui su riebalais jo toksiškumas didėja.

Iš politetrafluoretileno gaminami sandarikliai, detalės, kurios trinasi dideliu paviršiaus plotu ar yra mišri trintis, siurblių detalės ir kt. Dėl fiziologinio ir biologinio nekenksmingumo plačiai naudojamas medicinos ir farmacijos pramonėje. Iš jo gaminami:

- Kraujagyslių protezai;
- Širdies vožtuvai (3.10 pav.);
- Kraujui laikyti skirti indai;
- Chirurginiai siūlai;
- Kateteriai;
- Vaistų pakuotės.

3.10 pav. Dirbtiniai širdies vožtuvai

Poliamidai PA. Naudojami dirbtiniam pluoštui – kapronui, nailonui, perlonui – gaminti, nes poliamidus nesunku ištempti į siūlus. Taip pat gaminamos plėvelės ir detalės. Tai gausi linijinių termoplastinių polimerinių medžiagų visuma. Molekulėse yra amidinė grupė ($-\text{NH}-\text{CO}-$) ir nuo 2 iki 10 kartų pasikartojanti metileno grupė ($-\text{CH}_2-$):

Poliamidai stiprūs, atsparūs dilimui, smūginei apkrovai, mikroorganizmų poveikiui, elastingi, gerų dielektrinių ir antifrikcinių savybių (prastesnių tik už fluorplastikus), mažo trinties koeficiento, nedegūs. Poliamidinių medžiagų trūkumas – mažas atsparumas atmosferos deguoniui, ultravioletinių spindulių poveikiui ir oksidatoriams, nedidelis atsparumas šalčiui, mechaninių savybių mažėjimas aukštesnėje kaip 100 °C temperatūroje.

Iš poliamido gaminami įvairios neįgaliųjų technikos krumpliaračiai, greitai besisukančios detalės, detalės, besitrinančios dideliu paviršiaus plotu ir esant mišriai trinčiai, diržai, lynai, tvirtinimo detalės, sandarikliai ir kt.

Medicinoje naudojamas chirurginiams siūlams, medicinos prietaisų ir aparatų detalėms (įvorėms, guoliams), medicinos įrankių saugojimo paketams gaminti.

Polikarbonatai PC (anglies rūgšties poliesteris). Tai polikondensacijos būdu gaminamos linijinės poliesterinės medžiagos. Polikarbonatai atsparūs senėjimui net aukštesnėje temperatūroje, nejautrūs atmosferos ir šviesos poveikiui, yra tvirti, atsparūs smūgiams, labai lengvai apdirbami mechaniškai. Atsparūs chemiškai (neveikia druskų tirpalai, riebalai, skiestos rūgštys ir šarmai) ir termiškai. Tačiau stiprūs šarmai juos suardo. Rusijoje vadinamos *diflonu*, kitur – *leksenu*, *makralonu*.

Detalės gali būti suvirinamos karštu oru arba klijuojamos. Gaminų matmenys būna stabilūs temperatūroje nuo –100 iki 140 °C. PC medžiagos nekenksmingos sveikatai. Iš polikarbonatinių medžiagų gaminami krumpliaračiai, velenai, ričių karkasai, elektroninių medicinos prietaisų detalės.

Iš polikarbonato medicinoje gaminami:

- laboratoriniai indai (pvz., Petri lėkštelės);
- švirkštai;
- aparato „dirbtiniai plaučiai“, membranos.

Naudojami įprasti termoplastų perdirbimo būdai: liejimas sleigiant, išcentrinis liejimas, ekstruzija, vakuuminis ir pneumatinis formavimas.

Dakronas arba polietilentereftalatas (PET)

PET (polietilentereftalatas) yra polimeras, plačiai naudojamas tarai, skirtai gaiviesiems gėrimams, sultims, vandeniui, aliejui ir kt., gaminti.

PET sudaro ilgos molekulinės grandinės. Polietilentereftalatas gaunamas jungiantis monoetilenglikolio ir tereftalio rūgšties molekulėms, kurios tolesnės polikondensacijos metu susijungia į polimerines grandines.

3.11 pav. Polietilentereftalato formulė

Dakronas tai „DuPont“ firmos polietilentereftalato prekės ženklas.

Ypač geros jo atsparumo susidėvėjimui savybės. Žemas stabilus trinties koeficientas. Taip pat pasižymi geromis dielektrinėmis, matmenų stabilumo savybėmis, yra fiziologiškai inertiškas, atsparus aukštam radiaciniam spinduliavimui, lengvas, atsparus gniuždymui.

PETP naudojamas gaminti detalėms, veikiamoms didelių apkrovų: įvorėms, kreipiančiosioms detalėms ir kt.

Polietilentereftalatas pasižymi geru biosuderinamumu, todėl plačiai naudojamas medicinoje. Jau daugiau kaip 50 metų iš jo gaminamos dirbtinės kraujagyslės. Taip pat dakronas naudojamas chirurginiams siūlams gaminti.

3.2.2. Reaktoplastai naudojami medicinoje

Reaktoplastikai – tai kompoziciniai plastikai, kuriuos sudaro termoreakcinės dervos, užpildai, plastifikatoriai, stabilizatoriai, kietikliai, dažai.

Medicinoje naudojami tik keli iš jų.

Silikonai

Tai silicio organinės dervos, kurių molekulių pagrindinė grandinė sudaryta iš silicio ir deguonies atomų, o šoninės jungtis užima vandenilis arba organiniai radikalai, pvz., CH₃. Tarp silicio ir deguonies yra stipresnis ryšys, todėl aukštesnėje temperatūroje silikoninės dervos yra stabilesnės už polimerus, sudarytus anglies pagrindu. Jų mechaninės savybės nesikeičia iki 300 °C.

Silikonai yra gerų dielektrinių savybių, biologiškai inertiški. Naudojami krūties protezams ir ortopedinei technikai gaminti, dirbtinės kraujotakos aparato kraujo vamzdeliams, kateteriams, oksigenatorių (dirbtinių plaučių) membranoms gaminti.

Epoksidinės dervos EP yra stiprios, netrapios, atsparios drėgmei, šarmams, pasižymi geru sukibimu (adhezija) su kitomis medžiagomis (metalais, plastikais, keramika), todėl tinka šioms medžiagoms klijuoti ir antikorozinėms dangoms. EP pagrindu sudaromi lakai, emalės ir milteliniai dažai. Šiomis dangomis dažomi chemijos pramonėje ir medicinoje naudojami įrenginiai. Dangos patvaresnės už įprastas emalines dangas. Iš EP gaminami biologiniai klijai.

3.2.3. Medžiagos kaučiuko pagrindu

Medžiagos kaučiuko pagrindu – tai natūralus ir sintetinis kaučiukas, guma, ebonitas.

Sintetinis kaučiukas. Sintetinis kaučiukas, kaip natūraliojo kaučiuko pakaitalas, buvo pradėtas kurti XX amžiaus trečiojo dešimtmečio pradžioje. Sintetinio kaučiuko žaliavos: alkoholis, nafta ir gamtinės dujos.

Butilkaučiukas. Tai izobutileno ir mažo kiekio (1–5 %) izopreno kopolimeras.

Jo tankis – apie 0,920 g/cm³. Pasižymi žemu dujų ir vandens pralaidumu, todėl dažnai naudojamas farmacinėje pramonėje vaistams įpakuoti (flakonams, kamščiams). Gaminiai iš butilkaučiuko sterilizuojami cheminių medžiagų tirpale.

Izopreninis kaučiukas. Gaunamas polimerinant izopreną 30–40 °C temperatūroje. Katalizatorius – litis arba kompleksiniai metalų organiniai junginiai.

Savybės artimos natūraliajam kaučiukui. Iš jo gaminami medicinos aparatų vamzdeliai.

Butadieno kaučiukas. Gaunamas, polimerizuojantis dujiniam angliavandeniliui (divinilui):

Veikiamas natrio, kaip katalizatoriaus, butadienas polimerizuojasi ir sudaro tokias molekulinės grandines:

kurios yra panašios sudėties kaip natūraliojo kaučiuko.

Iš šio kaučiuko gaminami pavarų diržai, kabelių izoliacija, dangos.

Pakaitintas iki 200–300 °C butadieno kaučiukas polimerizuojasi ir virsta kieta medžiaga – eskaponu, kurio mechaninės savybės panašios kaip ebonito. Eskaponas atsparesnis šilumai už ebonitą, jo beveik neveikia rūgštys ir organiniai tirpikliai. Eskaponas naudojamas lakams, lakuotiems audiniams gaminti.

Guma. Tai kaučiuko vulkanizacijos produktas. Pagrindinis gumos komponentas yra natūralusis arba sintetinis kaučiukas. Jos būdingiausios savybės:

- labai elastinga;
- gerai slopina virpesius ir smūgius;
- atspari įvairaus pobūdžio agresyviajai aplinkai (rūgštims ir šarminiams);
- atspari dilimui;
- geras dielektrikas.

Guma gali būti įvairaus kietumo. Kieta guma, turinti 30–60 % sieros, vadinama *ebonitu*. Gumą galima armuoti tekstiliniiais arba plie-

niniais elementais – audiniais, siūlais, lynais. Gaunamas didelis gumio elemento stiprumas viena kryptimi, išlaikant lankstumą kita.

Iš gumos gaminamos neįgaliųjų vežimėlių padangos, amortizatoriai, tamprieji elementai, diržai, sandarikliai, kojos protezų pėdos apdaila ir kt.

Gaminiai iš įvairių gumų presuojami formose, kurios pripildomos prieš vulkanizaciją. Guminiai kabelių apvalkalai taip pat uždedami prieš gumos vulkanizaciją ekstruderiu.

Gumos sudėtis. Gumoje yra vidutiniškai apie 30 komponentų, kuriuos galima suskirstyti į šias grupes:

- **Kaučiukas** – pagrindinis komponentas. Nuo jo prigimties priklauso gumos savybės.
- **Siera** – gumos karštasis vulkanizatorius. Siera sudaro retus skersinius ryšius tarp kaučiuko makromolekulių. Kai yra 1–3 % S, guma elastinga, kai 30–60 % S, – labai kieta (ebonitas);
- **Užpildai** naudojami gumos savikainai sumažinti (kreida, talkas) ir eksploatacinėms savybėms pagerinti: suodžiai, cinko oksidas ir magnio oksidas didina gumos stiprumą ir atsparumą dilimui. Užpildo rūšis ir kiekis priklauso nuo gaminio pobūdžio ir jo darbo sąlygų. Guminiai gaminiai kartais armuojami plienine viela arba tinkleliu, kaproniniais siūlais, stiklo audiniu.
- **Plastifikatoriai** naudojami gumai suminkštinti. Guma tampa atsparesnė šalčiui. Minkštikliai: parafinas, kanifolija (vaškai) ir kt.
- **Katalizatoriai** – tai vulkanizacijos greitintojai (švino oksidas ir kt.)
- **Stabilizatoriai** – senėjimą stabdančios medžiagos (vazelinai, aromatiniai aminorai ir kt.);
- **Dažalai** – pigmentai, nudažantys gumą reikiama spalva (ochra ir kt.).

Kaučiuką sumaišius su tam tikrais priedais, gaunama žalia guma (homogeninis plastikas). Ji plastiška, lipni, lengvai tirpsta benziene. Žalią gumą presuojant ir kaitinant, vyksta vulkanizacijos procesas (140–150 °C temperatūroje) ir suformuojami gumos gaminiai. Vulkanizuota guma yra stipri, neplastiška, elastinga, netirpi organiniuose tirpikliuose.

4. METALAI IR JŲ LYDINIAI MEDICINOJE

Metalam, naudojamiems medicinos ir kompensacinei technikai gaminti, keliama šie reikalavimai:

- biologinis suderinamumas;
- atsparumas korozijai;
- geros mechaninės savybės: stiprumas, patvarumas, kietumas;
- geros technologinės savybės;
- stabili struktūra.

Gryni metalai naudojami retai, dažnai jie neatitinka keliamų reikalavimų (yra minkšti, nepakankamo stiprumo). Metalai ir jų lydiniai medicinoje naudojami vidiniams ir išoriniams protezams gaminti (4.1 pav.). Taip pat metalai ir jų lydiniai plačiai naudojami chirurginėms, stomatologinėms įrankių, įvairių medicinos prietaisų, kompensacinės technikos (neįgalųjų vežimėlių, keltuvų) dalims gaminti.

4.1 pav. Išorinių ir vidinių protezų medžiagos

Protezas iš metalo nuolat kontaktuoja su fiziologiniais skysčiais. Gyvoji organizmo aplinka yra labai agresyvi: 37 °C, pH – 5,5–7,4. Fiziologiniame skystyje yra didelis kiekis Na⁺, Cl⁻ jonų, kurie sukelia koroziją.

Gyvuose audiniuose dažniausiai vyksta implantų elektrocheminė korozija.

Korozijai sumažinti naudojami antikoroziniai legiruojamieji priedai ir padengimai. Svarbu tinkamai parinkti metalinių lydinių, naudojamų implantams, legiruojamuosius priedus. Negalima naudoti nikelio, vanadžio priedų, nes nikelis yra stiprus alergenai, o vanadis – toksiškas. Tinka kobalto, niobio, titano, chromo legiruojamieji priedai. Implantų dangoms dažniausiai naudojamos anglies nanoplevelės, bioaktyviosios keramikos dangos. Jos patikimai saugo metalus (ar lydinis) nuo agresyvaus biologinės aplinkos poveikio, užtikrina įvairių medžiagų biosuderinamumą.

4.1. Metalai, skirti implantams

Yra 3 pagrindinės metalų ir jų lydinų grupės, kurios naudojamos implantams gaminti. Tai:

- nerūdijantysis plienas;
- kobalto lydiniai;
- titanas ir jo lydiniai.

Pagrindinių implantams naudojamų metalų mechaninės savybės pateiktos 4.1 lentelėje.

4.1 lentelė. Implantuojamų metalų mechaninės savybės

Metalai ir jų lydiniai	Žymėjimas pagal ASTM*	Prekės ženklas	Tamprumo modulis GPa	Takumo įtempimai MPa	Stiprumas tempiant MPa
Nerūdijantysis plienas	F745	Cast 316L	190	221	483
	F55,	AISI 316LVM	190	331	586
	F56, F138, F139	316L	190	792	1351

4.1 lentelės pabaiga

Co-Cr lydiniai	F75	Vitalium Micrograin- Zimaloy	210	517	889
	F799	Termomechaninis Co-Cr-Mo	210	1200	1586
	F90	Haynes-Stellite 25	210	648	1220
	F562	Biophase Protasul 10	232	1500	1795
Titano lydiniai	F67	Grynas Ti – CP Ti	110	485	760
	F136	Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitial)	116	896	965

*ASTM – American Society for Testing and Materials.

Pastaruoju metu implantams bandoma naudoti tantalą, cirkonį ir niobį.

Tantalas – blizgus, pilkas, lankstus metalas. Labai atsparus korozijai, chemiškai patvarus, pasižymi biosuderinamumu. Iš tantalą gaminami chirurginiai siūlai, siūlių sutvirtinimo priemonės – chirurginiai kabliukai, segtukai, kaulų sutvirtinimo plokštelės, varžtai, chirurginiai įrankiai, stentai. Dantų implantams gaminti naudojami tantalą lydiniai su niobiu.

Cirkonis pasižymi labai geru biosuderinamumu, jo tamprumo modulis artimas kaulų tamprumo moduliui, todėl cirkonio lydiniai su niobiu (lydinis „Oxinium“ – 97 % Zr ir 3 % Nb) naudojami kelio sąnarių endorprotezams gaminti.

Nerūdijantieji plienai

Yra dvi pagrindinės nerūdijančiųjų plienų grupės:

- chrominiai, pavyzdžiui, 08X13 (GOST), X6Cr13 (DIN), 12X13;
- chromnikeliniai, pavyzdžiui, 08X18H9 (GOST) – X8CrNi 18-9 (DIN).

C-Fe-Cr-Ni lydiniai su priemaisomis (pvz., molibdeno, mangano) yra geresnių mechaninių ir technologinių savybių, nikelis padidina plieno plastiškumą, gerina mikrostruktūrą. Jis brangus, bet labai pageidautinas elementas, nes padidina plieno kietumą, stiprumą ir tąsumą. Kartu įdėjus chromo išryškėja visos gerosios nikelio savybės, todėl vien nikelio plienai beveik nelegiruojami, dažniausiai legiruojami chromu ir nikelio. Chromnikeliniai plienai atsparūs druskų, rūgščių poveikiui.

Pastaruoju metu atlikti tyrimai parodė, kad nikelis sukelia alergiją, todėl chromonikelinio plieno biosuderinamumas, lyginant su titanu, tantalu, niobiu, yra labai žemas. Ilgalaikeis implantams nerekomenduojama naudoti nerūdijančio plieno. Biosuderinamumui padidinti siūloma plieną padengti anglies nanoplėvelių dangomis.

Nerūdijančiųjų plienų, naudojamų medicinoje, cheminė sudėtis pateikta 4.2 lentelėje.

4.2. lentelė. Nerūdijančio plieno cheminė sudėtis

Medžiaga	Žymėjimas pagal ASTM	Sudėtis, %
Nerūdijantysis plienas	F55, F56, F138, F139	60–65 Fe 17–20 Cr 12–14 Ni 2–3 Mo max. 2 Mn max 0,5 Cu max 0,03 C max 0,1 N max 0,025 P max 0,75 Si max 0,01 S

Nerūdijantysis plienas	F745	60–69 Fe 17–20 Cr 11–14 Ni 2–3 Mo max 0,06 C max 2,0 Mn max 0,045 P max 1,0 Si max 0,03 S
------------------------	------	---

Nerūdijantysis plienas naudojamas:

- įvairioms techninės pagalbos prietaisų neįgaliesiems (keltuvų, vežimėlių) detalėms gaminti;
- skalpeliams, peiliams, žnyplėms, adatoms, stomatologiniams įrankiams gaminti;
- ortopedijoje, pavyzdžiui, kaulų lūžių fiksacijos įtaisams (4.2 pav.), protezams ir ortopedinių aparatų dalims (pvz., kelio lankstams) gaminti.

4.2 pav. Kaulų lūžių fiksatoriai

Kobalto lydiniai. Kobalto lydiniai atsparūs dilimui, korozijai biologinėje aplinkoje, pasižymi geromis antifrikcinėmis savybėmis.

Todėl jie yra idealūs trinties paviršiams. Cr-Co lydiniai yra biologiškai suderinami ir tvirti, bet plastiški, trapūs, jų negalima lankstyti. Šie lydiniai nebrangūs.

Co, 1,0–1,3 % C, 2–2,7 % Si, 28–32 % Cr, ne daugiau kaip 2 % Ni, 4–5 % V vanadžio, iki 2 % Fe lydinys naudojamas medicinos įrankiams padengti.

Co-Cr-Mo lydinys „Vitalium“ naudojamas dirbtiniams sąnariams gaminti.

Co-Cr lydinių, naudojamų medicinoje implantams gaminti, cheminė sudėtis pateikta 4.3 lentelėje.

4.3 lentelė. Co-Cr lydinių, naudojamų medicinoje, cheminė sudėtis

Medžiaga	Žymėjimas pagal ASTM	Prekės ženklas	Sudėtis, %	Pastabos
C-Cr-Mo	F75	Vitalium Micrograin- Zimaloy	58,9–69,5 Co 27,0–30,0 Cr 5,0–7,0 Mo max 1,0 Mn max 1,0 Si max 2,5 Ni max 0,75 Fe max 0,35 C	Vitalium – Howmedica, Inc., Micrograin- Zimaloy – Zimmer firmos (JAV) porekės ženklas
Co-Cr-Mo	F799	Termomechaninis Co–Cr–Mo	58,0–59,0 Co 26,0–30,0 Cr 5,0–7,0 Mo max 1,0 Mn max 1,0 Si max 1,0 Ni max 1,5 Fe max 0,35 C max 0,25 N	Howmedica, Inc., prekės ženklas

4.3 lentelės pabaiga

Co-Cr-W-Ni	F90	Haynes-Stellite 25	45,5–56,2 Co 19,0–21,0 Cr 14,0–16,0 W 9,0–11,0 Ni max 3,0 Fe 1,0–2,0 Mn 0,05–0,15 C max 0,04 P max 0,4 Si max 0,03 S	Haynes-Stellite 25 – firmos Cabot Corp. prekės ženklas
Co-Ni-Cr-Mo-Ti	F562	Biophase Protasul 10	29–38,8 Co 33,0–37,0 Ni 19,0–21,0 Cr 9,0–10,5 Mo max 1,0 Ti max 0,15 Si max 0,010 S max 1,0 Fe max 0,15 Mn	Biophase – firmos Richards Medical Co. prekės ženklas Protasul 10 – Sulzer AG (Šveicarija) firmos prekės ženklas

Titanas ir jo lydiniai. Titanas – lengvas, sidabriškai pilkos spalvos metalas. Jo lydymosi temperatūra yra maždaug 1665 °C. Jis priklauso sunkiai lydžių metalų grupei. Titanas – lengvas, stiprumu prilygsta plienui, atsparumas korozijai geresnis už nerūdijančiojo plieno. Jis neturi statinio krūvio – nesielektrina ir neįsimagnetina.

Titano mechaninės savybės priklauso nuo to, kiek jame yra įprastinių priemaišų (azoto (N), deguonies (O₂), anglies (C) ir vandenilio (H)). Vandenilis blogina mechanines titano savybes, suteikia trapumo.

Viena iš titano mechaninių savybių – tinkamas stiprumo ir plastiškumo derinys, bet titano tamprumo modulis yra perpus mažesnis už geležies, todėl sunkiau yra pagaminti standžias titano konstrukcijas.

Titanas yra labai chemiškai aktyvus elementas. Kontaktuojamas su aplinka, kurioje yra deguonies (oras, biologiniai skysčiai), jo paviršius oksiduojasi mažiau nei per 1/1000 sekundės. Susidaręs 5–10 nm storio titano oksido (TiO₂) sluoksnis apsaugo giliau esantį metalą nuo

tolesnės korozijos. Titano oksidas turi tris kristalines formas (brukitas, anatazas, rutilas). Jis yra chemiškai inertiškas (nereaguoja su daugeliu rūgščių, šarmų, druskų ir organinių junginių), netirpus ir netoksiškas, todėl biologiškai suderinamas. Šios TiO_2 savybės užtikrina titano ir jo lydinių tinkamumą implantacijai.

Dėl didelio atsparumo korozijai titano lydiniai su aliuminiu, vanadžiu, kitais legiruojančiaisiais elementais plačiai naudojami medicinos technikos gamybai: įrankiams, išoriniams ir vidiniams protezams, kaulų fiksatoriams, vežimėlių neįgaliesiems konstrukcinėms dalims gaminti ir kt.

Dirbtiniams sąnariams gaminti (4.3 pav.) anksčiau buvo plačiai naudojamas titano – 6 % Al ir 4 % vanadžio lydinys BT6, BT5 (5 % Al, 2,5 % Sn alavo) (GOST), Ti-6Al-4V (DIN). Tačiau pastaruoju metu atlikti tyrimai parodė, kad vanadis yra toksiškas. Todėl dabar dirbtiniams sąnariams stengiamasi naudoti gryną titaną.

Titanas yra brangus, nes jį sunku išskirti iš rūdų. Todėl vietoje titano galima naudoti cirkonį, kuris savybėmis panašus į titaną.

Medicinos tikslams naudojamas *titano nikelidas* (titano ir nikelio lydinys) TiNi, vadinamas *nitinolu*. Alergines reakcijas sukeliančio nikelio kontaktą su audiniais apriboja susidariusi TiO_2 plevėlė. Nitinolas stiprus, plastiškas, atsparus korozijai, gerų dempferavimo savybių (sugeria vibracijas ir triukšmą). Be to, jis pasižymi unikalia savybe – atmintimi. Šių lydinių po plastinės deformacijos pirminė geometrinė forma atstatoma šildant arba nuimant apkrovą. Nitinolas naudojamas kraujagyslių stentams gaminti.

Titano lydinių, naudojamų medicinoje cheminė sudėtis pateikta 4.4 lentelėje.

4.3 pav. Dirbtinis klubo sąnarys

4.4 lentelė. Titano lydinių, naudojamų medicinoje, cheminė sudėtis

Medžiaga	Žymėjimas pagal ASTM	Prekės ženklas	Sudėtis, %	Pastabos
Grynas Ti, 4 grynumo laipsnio (grades)	F67	CP Ti	99 Ti max 0,10 C max 0,5 Fe max 0,0125–0,015 H max 0,05 N max 0,40 O	Grynumo laipsnis priklauso nuo deguonies kiekio: 1 – 0,18 % max O 2 – 0,25 % max O 3 – 0,35 % max O 4 – 0,40 % max O
Ti-6Al-4V ELI	F136	Ti-6Al-4V	88,3–90,8 Ti 5,5–6,5 Al 3,5–4,5 V max 0,08 C max 0,0125 H max 0,25 Fe max 0,05 N max 0,13 O	

Iš titano lydinių medicinos srityje gaminami:

- implantuojamo elektrokardiostimuliatoriaus korpusas (4.4 pav.);
- dirbtinių sąnarių dalys;
- stuburo fiksatoriai (4.5 pav.);
- dantų implantai;
- stentai;
- kraujo spaudimo daviklio korpusas;
- dirbtinės širdies dalys ir dirbtinės kraujotakos aparato detalės;
- neįgaliųjų vežimėlių konstrukcinės dalys;
- apatinių galūnių protezų dalys: vamzdeliai, kelio lankstai.

4.4 pav. Implantuojamas elektrokardiostimuliatorius EKS

4.5 pav. Stuburo fiksatoriai

4.2. Metalai, skirti išoriniams protezams ir kitai medicinos technikai

4.2.1. Taurieji metalai

Auksas (Au). Gamtoje randamas grynojo pavidalo arba kaip vario rūdos priemaiša. Šviesiai geltonos spalvos metalas. Lydymosi temperatūra 1064 °C.

Auksas naudojamas dantims protezuoti. Dantų protezams gaminti naudojami aukso lydiniai su sidabru, variu, platina, paladžiu. Auksas su jais sudaro kietus tirpalus, kurie įgauna geresnes mechanines savybes. Dažniausiai dantims protezuoti naudojami aukso, sidabro ir vario lydiniai.

Sidabras (Ag) – baltos spalvos metalas. Lydymosi temperatūra 960,5 °C. Nelabai atsparus korozijai ir dėl to, kad seilėse yra sieros ir chloro junginių, jo naudoti dantų protezams gryo negalima. Jis naudojamas kaip aukso jungčių komponentas. Pasižymi bakteriostatinėmis savybėmis. Naudojamas kaip antibakterinis priedas gaminant kvėpavimo sistemų vamzdelius, chirurginius siūlus. Taip pat dėl gero elektros laidumo naudojamas biosignalų registravimo elektrodams gaminti.

Platina (Pt). Pilkos spalvos metalas. Lydymosi temperatūra 1773 °C. Platina yra tvirtesnė už auksą, sidabrą, didesnio tankio. Labai patvari chemiškai. Su deguonimi nereaguoja net įkaitinta. Vario priedai labai pakelia jos kietumą, todėl platinos dažnai dedama į aukso lydinius, turinčius vario, dėl to didėja jų kietumas.

Auksas ir platina naudojami kochleariniams elektrodams gaminti. Kochleariniai elektrodai – tai į ausį implantuojami elektrodai, perduodantys elektrinius impulsus į ausies sraigę.

Iš platinos ir jos lydinių gaminami atsparūs korozijai ir cheminiams reagentams laboratoriniai indai, chirurginiai instrumentai.

Paladis. Panašus į sidabrą. Lydymosi temperatūra 1555 °C. Chemiškai patvarus. Naudojamas medicininiams įrankiams gaminti ir yra kaip aukso lydinių dantų protezams priedas.

4.6 pav. Kochlearinis aparatas: 1 – mikrofonas, 2 – laidas, 3 – siųstuvas, 4 – implantuotas laidas su elektrodais, 5 – klausos nervas, 6 – smegenys

4.2.2. Angliniai įrankiniai ir legiruotieji konstrukciniai plienai

Angliniai įrankiniai plienai yra pigiausi, todėl daug kur naudojami, nors kai kurios jų savybės neprilygsta atitinkamoms legiruotųjų įrankinių plienų savybėms.

Medicinoje jie naudojami chirurginiams įrankiams gaminti. Pavyzdžiui, Y10, Y10A. Iš anglinio įrankinio plieno Y10A gaminami skalpeliai, iš Y8A – žnyplės. Iš legiruotojo rankinio plieno 13X gaminami aštrūs chirurginiai įrankiai.

Pagrindinis anglinių įrankinių plienų trūkumas: plienas rūdija, neatsparus korozijai. Todėl jų naudojimas medicininei technikai gaminti yra ribotas.

4.2.3. Vario lydiniai

Varis – raudonos spalvos metalas, kuriam būdingos vertingos techninės ir technologinės savybės: didelis šilumos ir elektros laidumas, atsparumas korozijai.

Dažniausiai naudojami vario lydiniai, kurie pagal cheminę sudėtį skirstomi į:

- *žalvarį* – vario lydinį su cinku;
- *bronzą* – vario lydinį su kitais elementais.

Cinkas yra pigesnis už varį, todėl žalvaris yra pigiausias vario lydinys. Žalvaris, kuriame yra iki 30 % cinko, labai plastiškas, o kuriame

cinko daugiau – stipresnis. Žalvaris, sudarytas tik iš vario ir cinko, vadinamas dvikomponenčiu, o iš kelių elementų – daugiakomponenčiu arba legiruotoju. Legiruotojo žalvario stiprumą labiausiai padidina aliuminis, alavas, manganas. Alavas, manganas ir nikelis padidina atsparumą korozijai. Švinas pagerina antifrikcines savybes, bet sumažina stiprumą.

Žalvaris atsparus korozijai, tačiau iš jo nerekomenduojama gaminti konstrukcijų, kuriose žalvarinės detalės liestųsi su geležimi (Fe), aliuminiu (Al) arba cinku (Zn). Žalvaris žymimas А90 (GOST), CuZn10 (DIN).

Iš žalvarių gaminami vamzdeliai, plonasienės įvorės, gilzės, viela ir kt.

Bronzos – vario lydiniai su įvairiais elementais, išskyrus cinką. Pagal pagrindinį legiravimo elementą bronzas įprasta skirstyti į dvi grupes: alavines ir nealavines – aliuminines, silicines, berilines ir kitas. Bronzos žymėjimo pavyzdys CuSn5ZnPb (DIN).

Alavinių bronzų mechaninės savybės geriausios, jos atsparios korozijai, stiprios, gerų antifrikcinių savybių. Alavinės ir berilinės bronzos yra brangios. Be to, berilinės yra toksiškos. Todėl medicinos technikos gamybai dažnai naudojamos aliumininės bronzos, kuriose Al pakeičia deficitinį alavą. Kai Al bronzoje yra apie 12 %, ji būna net stipresnė, atsparesnė korozijai už alavinę bronzą.

Taip pat naudojami vario ir nikelio lydiniai. Varis su nikeliu sudaro kietuosius tirpalus, kuriems būdingas didelis stiprumas, graži išvaizda, atsparumas korozijai. Juose gali būti nuo 4 iki 46 % nikelio.

Šie lydiniai skirstomi:

- *konstrukciniai lydiniai*. Jie gražios išvaizdos, atsparūs korozijai, todėl tinka medicinos įrankiams gaminti. Dvikomponenčiai vario ir nikelio lydiniai vadinami *melchiorais* (pvz., MN19 (19 % Ni) (GOST), CuNi25 (DIN). Iš jų gaminami medicininiai įrankiai. Trikomponenčiai vario ir nikelio lydiniai su cinku vadinami *naujasidabrais* (pagal vok. *Neusilber*). Jie yra sidabro spalvos, atsparūs korozijai, šiek tiek stipresni už melchiorą. Iš jų gaminami medicininiai indai ir įrankiai, optikos prietaisų detalės. Rusijoje dažniausiai naudojami MNC 15–20 (15 % Ni,

20 % Zn, kita – varis), Anglijoje – *Nickel silver* 65–18 (65 % Cu, 18 % Ni, 17 % Zn). CuNi18Zn17 (DIN).

- *Elektrotechniniai lydiniai* (Cu-Ni-Mn pagrindu). Jie naudojami matavimo prietaisams, pvz., kraujo spaudimo matuoklių jutikliams, temperatūros matavimo jutikliams (termoporoms). Tai konstantanas (40 % Ni, 1,5 % Mn, likęs Cu) ir manganinas (3 % Ni, 12 % Mn, likusį sudaro Cu).

Bronzos naudojamos trinties poroms: slydimo guoliams, kreipiamosioms, sliekiniams ir sraiginiams perdavikliams, sraigto ir veržlės poroms ir kt.

Vario lydiniai taip pat naudojami elektrodams gaminti (pavyzdžiui, bioelektrinio valdymo rankų protezų elektrodams gaminti), kateterių metalinėms dalims, jutikliams gaminti.

4.2.4. Aliuminio lydiniai

Aliuminis yra lengvas, minkštas, tšsus, nestiprus metalas. Ore jo paviršiuje susidaro oksidų plėvelė, sauganti jį nuo korozijos. Aliuminis atsparus organinėms rūgštims, bet neatsparus druskos ir sieros rūgščiai bei šarmams. Todėl dažniausiai naudojami aliuminio lydiniai su manganu, siliciu, variu, magniu, cinku ir kitais elementais. Lydinių mechaninės savybės yra daug geresnės negu grynojo aliuminio.

Aliuminio lydiniai yra gana lengvi, geri šilumos ir elektros laidininkai, stiprūs, atsparūs korozijai, lengvai apdirbami pjovimo būdu.

Aliuminio-vario-magnio ir mangano lydiniai vadinami *duraliuminiais* (pvz., AlCu4Mg1). Varis gerokai padidina aliuminio stiprumą, bet sumažina atsparumą korozijai. Atsparumą šiek tiek padidina duraliuminyje esantis manganas. Aliuminio lydiniai su siliciu vadinami *siluminiais*. Siluminiai žymimi AlSi12 (pagal DIN) (10–13 % silicio).

Aliuminio lydiniai gali būti anodiškai oksiduojami, tai suteikia detalių paviršiui dekoratyvumo. Jie naudojami gaminant įvairias vežimėlių detales, ortopedinę techniką (ortopedinių aparatų įtvarų lankstus, protezų kelio mechanizmo detales), medicinos aparatų korpusus, siekiant sumažinti jų masę, greitai besisukančias detales – skriemučius, guolių separatorius, taip pat sumažinti jėgas dėl nesubalansavimo ir padidinti ribinius sukimosi dažnius; apdailos tikslams.

5. BIOKERAMIKA

Keramika (gr. *keramos* – molis) – daugiafazė neorganinė medžiaga gaunama iš mineralinių medžiagų (dažniausiai plastiškus), suformuotus ruošinius džiovinant ir sukepinant aukštoje temperatūroje. Sukepintą keramiką sudaro kristalinė fazė, kristalus jungianti stiklo fazė (1–40 %) ir poros, kurios mažina mechaninį stiprumą. Keraminės medžiagos, lyginant su metalais, yra patvarios aukštoje temperatūroje, nelaidžios elektrai, atsparios dilimui, lengvos, mažo šiluminio laidumo. Dėl šių privalumų keramika dažnai yra vienintelė techniškai ir ekonomiškai tinkama konstrukcinė medžiaga.

Keramika, tinkanti naudoti biologiniuose sistemose, vadinama **biokeramika**. Ją naudojant atstatomos arba pagerinamos žmogaus audinių ar organų funkcijos. Biokeramika užima svarbią vietą naujausios keramikos technologijoje. Iš biokeramikos gaminami įvairūs žmogaus organizmo implantai: širdies vožtuvai, dantų protezai, dirbtiniai sąnariai (endoprotezai).

Biokeraminės medžiagos skirstomos į dvi klases.

5.1 pav. Biokeramikos klasės

Biokeramika turi atitikti labai sudėtingus reikalavimus. Ji turi būti:

- Biologiškai suderinama su žmogaus organizmu;
- Atspari korozijai įvairiuose fiziologiniuose tirpaluose ir kraujyje;
- Pakankamai mechaniškai stipri;
- Atspari dilimui;
- Technologiška ir pigi.

Visos savybės ir funkcionavimo tikslingumas patikrinti ilgais klinikiniais bandymais. Naujos keraminės medžiagos geriau negu metalai ir polimerai atitinka žmogaus organizmo poreikius, kadangi keramikoje yra jonų, kurie sąveikauja su gyvų audinių jonais.

Biokeramika gaminama iš aliuminio oksido Al_2O_3 , titano dioksido TiO_2 , sintetinio hidrooksiapatito ir kitų medžiagų.

5.1. Bioinertinė keramika

Keramika, kuri ilgai būdama žmogaus organizme visai nesikeičia arba keičiasi labai mažai, vadinama bioinertine keramika. Terminas *bioinertinė keramika* reiškia, kad šios srities keramika nesąveikauja su žmogaus organizmu. Pasitaiko tik kitos rūšies sąveika su audiniais. Pavyzdžiui, į paviršines implanto poras gali įaugti pažeisto organo ar kaulo audiniai. Šio proceso metu stiprėja kaulų mechaninis stabilumas ir optimalus apkrovimo pasiskirstymas. Implantai iš bioinertinės keramikos gaminami iš aliuminio oksido (vadinama korundo keramika), titano dioksido. Korundas Al_2O_3 dėl didelio mechaninio ir cheminio patvarumo bei kietumo yra naudojamas dirbtiniams sąnariams gaminti.

Labai perspektyvi keraminė medžiaga yra korundas Al_2O_3 , modifikuotas cirkonio oksidu ZrO_2 . Tai keraminė medžiaga ypač atspari smūgiams. Taip pat endoprotezams gaminti bandomos naudoti mišrios medžiagos – kompozitai iš dviejų (skirtingų) keraminių medžiagų, keraminės ir metalinės medžiagos, keraminės ir organinės medžiagos. Šios medžiagos yra reguliuojamos mikrostruktūros, turi geras mechanines savybes, pasižymi geru biosuderinamumu, stipriai susijungia su kaulu.

5.2. Bioaktyvi keramika

Bioaktyvi keramika sugeba organiškai tirpti fiziologiniuose skysčiuose ir gali biochemikai susijungti su gyvu audiniu. Iš bioaktyvios keramikos labiausiai paplitusios tos medžiagos, į kurių sudėtį įeina būna natrio, kalcio, silicio oksidai, taip pat įvairių fosfatų priedai. Dėl nedidelio šių medžiagų stiprumo jų negalima plačiai pritaikyti ortopediniams protezams, todėl jiems kaip implantai dažniausiai naudojami metalai, padengti biokeramika.

Prie bioaktyvios keramikos priskiriama žmogaus organizmo rezorbuojama keramika turi ir gydomąją funkciją, kadangi šios keramikos jonai sąveikauja su gyvo audinio jonais. Iš biokeramikos dažniausiai medicinos praktikoje naudojama medžiaga yra gipsas $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$,

(sulfatų klasės mineralas), kuris puikiai biologiškai suderinamas, padeda natūraliai augti kaulų audiniui. Bioaktyvi keramika papildoma tokiomis mineralais, pvz., hidroksiapatitais, kurie lėtai tirpdami teikia jonus, aktyvindami kaulų audinių augimą. Medžiagos kurių paviršius aktyvus, tirpstantis, arba kaulų audiniai jas perauga kiaurai. Šios medžiagos yra kalcio fosfatai $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ir kalcio hidroksiapatitai.

Atviras šių medžiagų porėtumas (apie 200 μm) suteikia tokiam implantui galimybę įauginti kaulų kolageną, dėl ko implantai visiškai integruojasi su kaulu. Šios medžiagos plačiai naudojamos dabartinėje klinikinėje praktikoje, jomis užpildomos kaulų vėžinės tuštumos, kada implanto stiprumo reikalavimai nedideli.

Hidroksiapatitai priklauso apatitų grupei. Apatitai – fosfatų mineralų grupė, kurių sudėtis $\text{M}_{10}(\text{ZrO}_4)_6\text{X}_2$. Šioje formulėje M, Z ir X padėtį gali užimti daug elementų, pavyzdžiui, M padėtį – elementai Ca, Ba ir kt., Z – P, V, Si ir kt., X – F, Cl, Br ir kt. Natūralaus apatito kristalinė struktūra artima $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$.

Hidroksiapatito $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ struktūroje vienus elementus galima pakeisti kitais. Atskiri atomai gali visiškai ar iš dalies pakeisti įvairias hidroksiapatito struktūros pozicijas, leidžiančias sintezuoti naujus sumaišytus hidroksiapatitus.

Šiuo metu naudojama hidroksiapatitinė keramika yra nepakankamai stipri, todėl jos negalima įdiegti tokiose svarbiose medicinos srityse, kaip traumatologija, ortopedija, stomatologija ir kt. Dar atliekami tyrimai, siekiant sukurti naujas medžiagas hidroksiapatitų pagrindu, pasižyminčias geresnėmis savybėmis. Šios savybės turi pasiekti kaulo audinių stiprį. Tai galima padaryti į hidroksiapatitą įterpiant įvairius priedus: Al_2O_3 , MgO. Atlikti kalcio hidroksiapatito – ZrO_2 sistemos tyrimai parodė, kad, didinant ZrO_2 kiekį, stipris lenkiant ir klampis didėja.

Kadangi tokioms medžiagoms kartais tenka atlaikyti labai didelius apkrovimus, pavyzdžiui, kramtančių dantų apkrovimas yra iki 500 N, įtempiai kojų kauluose – apie 40 Mpa, sausgyslėse – apie 400 Mpa, todėl daugelis mokslininkų siūlo metalinius implantus ir protezus dengti keramika. Tada apkrovimas pasiskirsto metalinėje medžiagoje, o organizmas sąveikauja su danga.

Šiuo metu sukurti keli pagrindiniai hidroksilapatito miltelių padengimo metodai. Plazminis padengimo (5.2 pav.) metodas – tai, kai į plazminį srautą, kurio temperatūra siekia 20 000–30 000 K ir greitis iki 1000 km/val., milteliais įterpiamas hidroksilapatitas.

5.2 pav. Plazminis padengimo metodas

Dideliu greičiu lekiančios dalelės padengia implantus. Padengti galima ir žematemperatūriu būdu, naudojant elektroforezę.

5.3 pav. Dangos vaizdas, gautas zondo skenavimo mikroskopu

6. ANGLIES PLUOŠTAS

Anglies medžiagų struktūra gali būti amorfinė ir kristalinė, kurios gali būti pluošto pavidalo. Naudojant šias medžiagas medicinoje, svarbu tai, kad jos yra visiškai biologiškai suderinamos. Kitas labai įvairias šių medžiagų savybes, reikalingas naudojant šias medžiagas medicinoje, galima išgauti sudarant įvairias jų savybių kombinacijas.

Anglies medžiagos gamtoje randamos deimanto, grafito pavidalu. Grafitas ir deimantas gali būti pagaminti ir dirbtiniu būdu. Deimanto ir grafito kristalinės gardelės yra skirtingos (6.1 pav.).

6.1 pav. Deimanto (a) ir grafito (b) kristalinės gardelės

Deimanto kristalinė struktūra lemia didelį jo kietumą. Deimantas yra pati kietiausia iš visų žinomų medžiagų. Moso skalėje jam priskirtas kietumas 10.

Grafitas yra sluoksniuotosios heksagonalinės struktūros. Gamtoje randamas grafitas yra porėtas, turi daug priemaišų, todėl tinka tik kaip antifrikcinė medžiaga arba elektrotechnikoje. Dirbtinis grafitas yra tobulesnės kristalinės sandaros ir naudojamas kaip aukštatemperatūre konstrukcinė medžiaga. Yra dvi atmainos: techniškasis ir pirolizinis grafitas. Techniškasis grafitas gaunamas iš tokių anglies medžiagų,

kaip koksas ir antracitas (akmens anglis), įkaitintų iki labai aukštos temperatūros (iki 3000 °C). Techniškojo grafito mechaninės savybės nelabai tinkamos naudoti medicinoje – jis yra minkštas, nestiprus. Medicinoje naudojamas *pirolizinis grafitas*. Jis gaunamas nusodinant garo pavidalo anglį (pvz., metaną, acetilena):

Anglies medžiagos, naudojamos praktikoje, gaunamos pirolizės (t. y. šiluminio atkūrimo, medžiagos suskaidymo veikiant aukštai temperatūrai būdu) arba karbonizavimo (t. y. iš struktūros pašalinami visi elementai, išskyrus anglį) būdu iš tokių pradinių medžiagų:

- organinių lakiųjų angliavandenilių: $\text{CH}_4 \rightarrow \text{C} + 2\text{H}_2$;
- fenolfomaldehido dervų – gaunama *stiklo pavidalo anglies medžiaga*;
- natūraliųjų pluoštų arba sintetinių organinių polimerų (celiuliozės, poliakrilonitrilo PAN) – gaunamas anglies pluoštas.

Dėl unikalių mechaninių savybių viena iš dažniausiai medicinoje naudojamų medžiagų yra anglies pluoštai, gaunami iš organinių polimerų.

1990 m. pavyko išskirti naują trečią anglies formą – **fulerenus**. 1996 m. už fullerenu išradimą R. Kerlui ir R. Smoli buvo suteikta Nobelio premija chemijos srityje.

Fulerenai – tai uždaros C_{60} , C_{70} , C_{76} , C_{84} tipo molekulės, kuriose visi anglies atomai išsidėstę ant sferinio paviršiaus (6.2 pav.), t. y. anglies atomai sudaro karkasą, susidedantį iš 12 penkiakampių ir kelių šešiakampių (pavyzdžiui, C_{60} susideda iš 12 penkiakampių ir 20 šešiakampių). Sferos skersmuo apytiksliai yra 1 nm. Forma primena futbolo kamuolį. Anglies atomai išsidėstę penkiakampių ir šešiakampių viršūnėse.

C_{60} molekulė yra simetriškiausia ir stabiliausia.

Šie junginiai buvo pavadinti fulerenais inžinieriaus ir dizainerio-architekto Bakminstero Fullero vardu. Šio architekto geodezinės architektūrinės konstrukcijos (tiksliau – pastatų kupolai) suprojektuotos pagal fullerenu molekulės konstrukcijos principą (t. y. iš penkiakampių

ir šešiakampių). Todėl molekulė C_{60} dažnai literatūroje vadinama *bakminsterfullerenu*. Amerikiečių literatūroje kartais vartojamas sutrumpintas terminas *bakibol* (*bucky-ball*).

6.2 pav. Fulerenai

Fulerenų struktūra artima grafito struktūrai, todėl vienas iš efektyviausių jų gamybos būdų yra terminis grafito išgarinimas inertinių dujų (helio arba argono) atmosferoje. Grafitą šildant vyksta atominių ryšių irimas tarp sluoksnių ir iš šešiakampių fragmentų susidaro fulerenai.

Savybės. Fulerenams būdingos unikalios cheminės ir fizinės savybės. Pavyzdžiui, kai slėgis didelis, fulerenas tampa kietas kaip deimantas. Fulerenai gali prisijungti iki 6 laisvųjų elektronų. Taip gaunami nauji cheminiai junginiai. Fulerenai chemiškai inertiški: išlieka stabilūs iki 1700 K. Tačiau deguonies aplinkoje molekulė gali prarasti formą jau esant žemesnei temperatūrai (apie 500 K).

Į fulereno molekulę galima įterpti kitus atomus – taip gaunami *endofulerenai* (6.3 pav.). Endofulerenai – molekulės, kuriose fulereno molekulės viduje yra įterptas vienas arba keli ne anglies atomai.

6.3 pav. Endofulereno molekulė.
C₆₀ molekulės viduje yra kalio atomas

Labai įdomios yra C₆₀ elektrinės savybės. Skirtingų formų jis gali būti dielektrikas, puslaidininkis arba laidininkas. Pavyzdžiui, fulerenas su kaliumi yra laidininkas, kai kiekvienai fullereno molekulei tenka trys kalio atomai K₃C₆₀. Kai kalio daugiau, medžiaga tampa dielektriku.

Fulerenai netirpsta spirite, acetone, mažai tirpsta angliavandeniuose – pentane, heksane, alkanuose. Kai anglies atomų daugiau – geriau tirpsta alkanuose.

Nustatyta, kad anglis yra chemiškai neutrali, jai būdingas biologinis suderinamumas, todėl fulerenus numatoma naudoti medicinoje, pavyzdžiui, endoprotezų dangoms.

1992 m. buvo gauti nanovamzdeliai (6.4 pav.). **Anglies nanovamzdeliai** tėra vos vienos šimtadūkstantosios žmogaus plauko storio, tačiau labai patvarūs. Nanovamzdeliai – tai į vamzdelius susukti iš anglies atomų sudaryti lakštai.

6.4 pav. Anglies nanovamzdelis

Nanovamzdeliai nuo pat atradimo 1992 m. dėl išskirtinių savybių patraukia vis didesnę mokslo pasaulio dėmesį. Manoma, kad jie sukels naują technologijos revoliuciją.

2005 m. atrastas **grafenas**, už kurio sukūrimą 2010 m. Konstantinui Novosiolovui ir Andrejui Geimui buvo įteikta Nobelio premija fizikos srityje.

Grafenas – viena iš anglies formų, išgaunamų iš grafito, kuri yra tik vieno atomo storio „plėvelė“. Jis pasižymi daugybe unikalių savybių ir yra pripažintas tvirčiausia medžiaga pasaulyje. Be to, jis laidus elektros srovei ir beveik permatomas, todėl gali būti naudojamas gaminant, pavyzdžiui, jautriuosius ekranus. Taip pat tikimasi, kad jis bus plačiai naudojamas elektronikoje. Manoma, kad ateityje iš grafeno bus gaminami naujieji tranzistoriai, kurių plotis bus lygus dešimčiai atomų, o storis – tik vienas atomas.

Anglies medžiagos medicinoje naudojamos:

- chirurginiams siūlams gaminti, nes anglies pluoštas chemiškai neutralus, yra gero biosuderinamumo. Mažas anglies pluošto skersmuo – mažesnis už žmogaus plauko skersmenį – užtikrina šio pluošto lankstumą, tai svarbu gaminant chirurginius siūlus. Anglies pluoštas skiriasi nuo organinių pluoštų tuo, kad išlieka stangrus iki pat nutraukimo momento. Veikiant nuolatinei apkrovai, medžiaga neišsitempia. Anglies pluoštas, siekiant apsaugoti nuo pažeidimų, padengiamas kolagenu.
- Dirbtinio širdies vožtuvo (6.5 pav.) judamajai daliai (pvz., diskui) gaminti dažnai naudojama pirolizinė anglis. Įrodyta, kad žmogaus kraujo temperatūroje ši medžiaga atspari įvairių tirpalų cheminių priemonių poveikiui ir oksidavimui. Taip pat iš šios medžiagos galima išgauti paviršiaus glotnumą.

Dviejų
plokštelių
uždaromasis
elementas
iš anglies

6.5 pav. Dirbtinis širdies vožtuvas

- Plačios anglies medžiagų panaudojimo galimybėmis pasižymi anglimi padengti implantai. Anglies sluoksnio pagrindas gali būti polimerai: teflonas, poliuretanai ir jo kopolimerai. Dangos iš anglies medžiagų patikimai saugo metalo (lydinių) medžiagą nuo agresyvaus biologinės aplinkos poveikio, užtikrina įvairių medžiagų biosuderinamumą, nes danga iš anglies pasižymi reikiamomis savybėmis: antibakterinėmis savybėmis, biosuderinamumu, ląstelių ir mikroorganizmų adhezija. Anglies nanoplevelės naudojamos medicinoje, yra labai perspektyvi medžiaga, gaminant įvairius medicininius gaminius: dirbtinio maitinimo, kvėpavimo zondus, kateterius (urologinius), ilgam laikui žmogaus organizme paliekamus drėkinamuosius vamzdelius, dirbtinius organus ir jų komponentus. Ši medžiaga vis plačiau naudojama arterijų protezų, mikroporėtųjų membranų, kraujo prisotinimo deguonies aparatų (oksigenatorių) sudėtinių elementų, kraujo tiekimo vamzdelių, kraujo perpylimo siurblių dalių, širdies vožtuvų gamybai. Mechaniniai ir biologiniai tyrimai parodė, kad implantuoti daug geriau tinka anglimi dengtos medžiagos negu nepadengtos. Anglimi dengtų kraujagyslių protezų vidinis paviršius yra maždaug tris kartus glotnesnis ir sandaresnis negu nepadengtų. Anglimi padengti elementai vis plačiau naudojami dirbtinės širdies konstrukcijose.
- Anglies pluoštas naudojamas pažeistam meniskui susiūti (meniskas – kelio sąnario kremzlinis audinys). Yra nuomonių, kad pažeistą meniską tikslinga iš dalies arba visiškai pašalinti. Meniskas yra svarbus kelio sąnario stabilizavimo sistemos elementas, mažinantis sąlyčio jėgas tarp sąnarių paviršių ir trinties koeficientą ir atliekantis amortizacijos vaidmenį. Jį pašalinus, esant pažeidimui, sąnarys tampa nestabilus, greitai susidėvi paviršius. Siekiant išsaugoti meniską pradėti susiuvimo anglies pluoštu bandymai. Anglies pluoštas sudaro karkasą, kuris jungia pažeistas menisko dalis. Laikui bėgant karkasas apauga biologiniu audiniu. Žmogus greitai sveiksta, gali toliau dirbti ir sportuoti.

- Anglies pluoštas (angl. *carbon*) plačiai naudojamas ortopedijoje ortezams (6. 6 pav.) ir protezams gaminti.

6.6 pav. Anglies pluošto ortezai

7. AUDINIŲ SUJUNGIMO MEDŽIAGOS

7.1. Chirurginiai siūlai

Siūlai naudojami siekiant užtikrinti ir pagreitinti žaizdos gijimą, taip pat žaizdos kraštams suartinti po chirurginių procedūrų ir esant sužalojimams.

Chirurginiai siūlai skirstomi į tokias grupes:

– **Biologiniai:**

- augalinės kilmės (iš celiuliozės, šilko);
- gyvulinės kilmės (pvz., iš kolageno).

Biologiniai siūlai yra sunkiai gaminami, jų struktūra nevienalytė.

– **Metaliniai** (iš sidabro, tantalio, nerūdijančiojo plieno) siūlai yra mechanškai labai patvarūs, atsparūs korozijai. Sidabriniai siūlai dar pasižymi antibakterinėmis savybėmis. Jie paprastai naudojami krūtinės ląstai sujungti po širdies operacijų.

– **Sintetiniai** (iš poliamido ir kitų sintetinių polimerų, anglies pluošto) siūlai yra plačiai naudojami.

Vienas iš didžiausių skirtumų, skiriančių įvairias siūlų rūšis, yra toks, kad siūlai gali būti tirpūs ir netirpūs. Besirezorbuojantys siūlai ištirpsta patys. Šiai grupei priskiriami siūlai iš kolageno, kai kurių polimerų (pvz., poliglikolinės rūgšties dextron).

Nesirezorbuojantys siūlai turi būti pašalinami. Šiai grupei priskiriami siūlai iš teflono, nailono, šilko ir kitų sintetinių polimerų.

Besirezorbuojantys siūlai per 1–12 savaičių praranda atsparumą plyšimui ir visiškai išnyksta iš organizmo po vieno ar kelių mėnesių. Šis laikas priklauso nuo medžiagos tipo, siūlų storio. Neabsorbuojantys siūlai labai lėtai keičia savo savybes.

Pagrindiniai chirurginiams siūlams keliami reikalavimai:

- geros mechaninės savybės – patvarumas plyšimui.
- turi būti geros darbo charakteristikos, t. y. siūlai turi būti patogūs naudoti. Svarbu, kad juos būtų patogų paimti guminėmis pirštinėmis ir chirurginiais įrankiais.
- patikimumas;

- siūlai turi būti netoksiški, t. y. neturi sukelti jokios organizmo neigiamos reakcijos;
- siūlai turi būti lengvai sterilizuojami.

Siūlai dar klasifikuojami pagal į jų sudėtį įeinančių pluoštų skaičių. Gali būti monofilamentiniai ir polifilamentiniai siūlai. Monofilamentiniai siūlai sudaryti iš viengubo pluošto, polifilamentiniai – iš keleto siūlelių ar pluoštelių.

Monofilamentinių siūlų privalumas – mažesnis bakterijų kaupimasis, mažesnė trintis tarp siūlo ir audinio, mažesnis audinių žalojimas. Trūkumas – mažesnis tvirtumas.

Polifilamentinių siūlų privalumas – didesnis tvirtumas, trūkumas – jie labiau linkę kaupti mikroorganizmus, didesnė trintis tarp siūlo ir audinio.

Kai kurie siūlų, naudojamų Lietuvoje, tipai:

Nerūdijančiojo plieno siūlas. Monofilamentinis plieno siūlas (7.1 pav.) yra labiausiai inertiškas iš visų siūlų. Jis naudojamas kardiochirurgijoje, ortopedijoje.

7.1 pav. Nerūdijančiojo plieno siūlas

Flexon. Pintas (polifilamentinis) plieninis siūlas, padengtas tetrafluoretilenu (7.2 pav.) yra lankstesnis negu monofilamentinis nerūdijančiojo plieno siūlas, faktiškai nesukelia audinių reakcijos. Naudojamas toks pat kaip ir nepadengtas plieno siūlas.

7.2 pav. Siūlas Flexon

Catgut (angl. *cat gut* – katės žarnos). Natūralus besirezorbuojantis pintas (susukti trys filamentai) siūlas, kuris sudarytas iš avies arba karvės žarnų išvalyto ir suminkštinto kolageno.

Maxon. Sintetinis lėtai besirezorbuojantis monofilamentinis poliglukonato siūlas. Apirogeniškas, audinių reakcija minimali. Tai pats stipriausias iš besirezorbuojančių siūlų. Po 7 dienų išlaiko 80 % pradinio stiprumo, po 14 dienų – 75 % pradinio stiprumo, po 21 dienos – 50 %, po 42 dienų – 25 %. Visiškai rezorbuojasi per 180 dienų. Siūlas švelniai slysta per audinius, pirmasis mazgas yra reikiamo tvirtumo. Skiriamas bet kokių minkštųjų audiniams suartinti, skrandžio, žarnyno žaizdoms užsiūti, Cezario pjūvio operacijoms, pediatrinėje kardiovaskuliarinėje chirurgijoje.

Novafil. Sintetinis nesirezorbuojantis monofilamentinis siūlas iš nailono, netoksiškas. Jis nedegraduoja ir nesusilpnėja veikiant audinių fermentams. Turi savybę išsitempti apie 10 % ilgio, vėliau sugrįžta į pradinę formą neprarasdamas stiprumo. Naudojamas minkštiems audiniams susiūti, plastinėje, kardiovaskulinėje, oftalmologinėje chirurgijoje. Rekomenduotinas, kai reikalinga mažesnė reakcija į siūlą.

Dexon. Sintetinis polifilamentinis (pintas) siūlas (7.3 pav.) iš poliglukolio.

7.3 pav. Siūlas Dexon

Audiniuose inertiškas, rezorbuojasi hidrolizės būdu. Visiškai rezorbuojasi per 60–90 dienų. Gerai laiko žaizdą kritiniu gijimo periodu. Naudojamas visur, kur reikalingas greitai besirezorbuojantis siūlas.

7.2. Kaulų cementas

Kaulų cementas naudojamas sąnarių endoprotezams tvirtinti. Pagrindinis kaulų cemento komponentas yra **polimetilmetakrilatas PMMA**. Monomeras yra metilmatakrilatas.

Kaulinis cementas (*polimetilmetakrilatas*, kartais vartojama santrumpa – PMMA), pirmą kartą panaudotas 1951 m., veikia kaip jungiamoji kaulo ir implanto medžiaga. Tai greitai stingstantis polimeras. Jis paprastai paruošiamas operacinėje, sumaišant du komponentus: miltelių formos polimerą ir skystąjį monomerą (proporcija nuo 1,7:1 iki 3:1). Sumaišius abu komponentus kaulinis cementas dar kurį laiką būna skystas ir jį galima sušvirkšti į šlaunikaulio kanalą specialiu švirkštu. Sukietėjęs cementas užtikrina stabilų endoprotezo fiksaciją ir perduoda visas judesio metu atsirandančias apkrovas kaului per didelį cemento ir kaulo sąveikos plotą. Galutinis kaulinio cemento sukietėjimo (polimerizacijos) laikas – nuo 5 iki 10 minučių. Gaminamas specialus cementas su antibiotikais; tačiau jį reikėtų naudoti tik tiems ligoniams, kuriems yra didesnė infekcijų tikimybė, nes antibiotikai pablogina mechanines cemento savybes, pirmiausia atsparumą mikroįtrūkimams.

Netirpus cirkonio oksidas įmaišomas į cemento miltelius ir veikia kaip rentgeno kontrastinė medžiaga. Chlorofilo priemaiša naudojama kaip optinė kaulų cemento žymė operacinėje.

Polimerizacijos iniciatorius yra miltelių pavidalo benzolio oksidas.

Naudojant kaulinį cementą, spaudimo ir šlyties jėgos, veikiančios kaulą, sumažėja daugiau kaip tris kartus. Šio reiškinio esmė – tarp implanto ir kaulo padidėja paviršiaus plotas. Be to, kaulinis cementas sumažina elastingumo modulių skirtumą tarp protezo stiebo (metalo) ir kaulo.

Kaulinis cementas sėkmingai fiksuoja protezą, ypač senesniems ligoniams. Tačiau jauniems, aktyviems ar ypač didelio svorio ligoniams protezas per ilgesnį laiką iškliba. Šiems ligoniams sukonstruoti necementiniai protezai. Jie tvirtinami prie kaulo įsukant arba įsriegiant (tai mechaninis tvirtinimas) arba kaulo komponentai įauga į jų paviršių, padengtą akyta medžiaga (tai biologinis tvirtinimas).

7.3. Biologiniai klėjai

Biologiniai klėjai naudojami virškinamojo trakto organams, kraujagyslėms sujungti. Intensyviai tyrinėjama ir ieškoma bioklijų dirbtiniams organams sujungti su gyvu organizmu.

Biologiniai klėjai turi atitikti šiuos reikalavimus:

1) stipriai ir patikimai sulaukyti audinių kraštus esant drėgnai operacinės žaizdos aplinkai;

2) klėjai turi būti netoksiški; klijų komponentai ir irimo produktai neturi sukelti alergijos;

3) klijų polimerinės plėvelės irimo produktai neturi koncentruotis audiniuose ir organuose, jie turi būti lengvai pašalinami iš organizmo.

4) polimerinės klijų plėvelės formavimas vyksta tiesiogiai gyvame organizme, todėl pradiniai monomerai ir polimerai turi būti chemiškai švarūs, be priedų.

Dažnai naudojami klėjai **alkil- α -cianakrilatų pagrindu** – *ciano akriliniai klėjai*. Jie labai stiprūs, tirpsta tik acetone. **Ciakrinas** iš pradžių buvo naudojamas technikoje, vėliau buvo modifikuotas ir pritaikytas medicinoje.

Pagrindinis ciakrino komponentas – α -cianakrilinės rūgšties etilo eteris, į kurio sudėtį įeina plastifikatorius dibutilftalatas ir tirštiklis polietilacetatas.

Ciakrinas drėgnoje aplinkoje polimerizuojasi 1–4 minutes:

CN-nitrilinės ir COOR sudėtingų eterių grupės užtikrina klijų adheazines savybes (adhezija – skirtingų audinių sujungimas, sukibimas). Šios grupės susiriša tarpmolekuliniais ryšiais su laisvomis amino- ir karboksilinėmis baltyminių audinių molekulių grupėmis.

Užsienyje plačiai naudojami metilcianoakriliniai (Estman-910), etilcianoakriliniai (Aron Alpha S), butilcianoakriliniai klijai (Histoacryl). Ciakriliniai klijai turi bakteriostatinį poveikį (bakterijų skaičius neauga).

Sujungimas klijais yra labai perspektyvus kepenų chirurgijoje, nes tradicinis sujungimas siūlais neužtikrina visiškos hermetizacijos ir negali sustabdyti tulžies išsiliejimo.

Ciano akriliniai klijai naudojami nedidelių plaučių žaizdoms sujungti.

Dar viena klijų, naudojamų medicinoje, rūšis yra **epoksidiniai klijai**, pvz., *osteoplast*. Epoksidiniai klijai gerai klijuoja kaulų audinį, bet visiškai nenaudojami minkšties audiniams sujungti, kadangi juose esantis vandens kiekis trukdo polimerizacijai. Kaulų sujungimas epoksidiniais klijais yra daug stipresnis, patvaresnis negu ciano akriliniai klijai.

Medicinoje dar naudojami **poliuretaniniai klijai** (angl. *bone-blue, polyurethane foam, ostamer*). Iš pradžių jie buvo naudojami kaulams sujungti, vėliau poliuretaniniai klijai buvo panaudoti aortos, venų pjūviams sujungti. Jais galima sujungti drėgnos žaizdos kraštus. Susidaro elastinga, porėta polimerinė plėvelė, kuri vėliau suyra. Geras suklijavimo efektas pasiekiamas derinant epoksidinius ir poliuretanius klijus.

Pastaruoju metu chirurgijoje naudojami **fibrino klijai**. Jie yra netoksiški, priklausomai nuo pagaminimo. Rezorbuojasi organizme per 7–30 dienų. Taip pat fibrinas veikia žaizdų gijimą. Fibrinas – kraujo

plazmos baltymas, susidarantis kraujo krešėjimo metu iš fibrinogeno, padeda susidaryti krešuliui. Fibrino klėjai gaminami iš žmonių kraujo plazmos fibrinogeno ir gyvūnų trombino (*trombinas* – biologinis katalizatorius, fermentas, kuris pagreitina fibrinogeno kitimą į fibriną; fibrinogeno ir trombino reakcija skatina paskutinę fiziologinę kraujo krešėjimo fazę). Sumaišius abi sudėtines dalis iš fibrinogeno veikiant trombinui gaunamas fibrinas. Fibrinas yra monomeras, iš kurio gaunamas polimeras, turintis lipnumo savybių. Jis sudaro lipnų, stiprų, mechanškai patvarų ir sandarų tinklą. Fibrino klėjai naudojami nervams sujungti, kraujavimui stabdyti, dirbtinių sąnariams pritvirtinti.

8. KRAUJAGYSLIŲ PROTEZAI

Kraujagyslių protezavimo idėja žinoma nuo senų laikų. Tačiau pirmieji sėkmingi bandymai buvo atlikti tik XX amžiaus pradžioje. 1906 m. pirmą kartą kraujagyslė buvo pakeista autologiniu audiniu. 1951 m. buvo pasiūlyta naudoti plastikinius porėtus protezus (8.1 pav.).

8.1 pav. Kraujagyslių protezai

Šiuo metu klinikose naudojami trijų rūšių kraujagyslių protezai:

1) *Biologiniai implantai* būna 3 rūšių:

- autologiniai – to paties žmogaus (pvz., kojos venos arba arterijos);
- kito žmogaus – modifikuotos virkštelės venos. Virkštelės vena, implantuota žmogui, pirmuosius 5 metus išlieka gana stabili, bet vėliau pradeda greitai irti. Tai riboja jos naudojimo galimybes;
- gyvūnų – modifikuotos jaučio arterijos (buliaus vidinė krūtinės arterija, miego arterija). Ksenotransplantantų (lot. *xenos* – svetimas) trūkumas – greitai susidaro trombai, todėl tobulinamos jų paruošimo metodikos.

2) *Pusiau biologiniai implantai*:

Tai protezai, kurie susideda iš sintetinių pluoštų ir baltyminio tipo natūralių polimerų (kolageno). Implantavus protezą į organizmą baltyminė medžiaga laipsniškai rezuorbuojasi (tirpsta) o jos vietą sintetinio

pluošto porose užima ligonio jungiamasis audinys. Viena pusiau biologinio protezo rūšis yra Sparkso protezas. Jis gaunamas po paciento oda implantuojant sintetinio pluošto protezą, užtrauktą ant silikoninio strypo. Paskui, kai į sintetinį tinklėlį įauga jungiamasis audinys, strypas pašalinamas ir protezas implantuojamas tam pačiam pacientui.

3) *Dirbtinės kraujagyslės.*

Kol kas nėra sukurta optimalaus kraujagyslių pakaitalo smulkioms arterijoms. Ypač aktualus yra 3–5 mm skersmens kraujagyslių pakaitalas. Jis naudojamas širdies vainikinių kraujagyslių ir periferinių arterijų šuntavimo operacijoms. Aortokoronarinio šuntavimo operacijų metu chirurgai sudaro naujus kelius kraujui patekti į širdies raumenį ir taip apsaugo žmogų nuo stenokardijos, infarkto ir prailgina gyvenimą. Dažniausiai aortokoronarinio šuntavimo operacijų metu chirurgai ima ligonio veną iš kojų, prisiuva vieną jos galą prie širdį maitinančios arterijos už siauresnės vietos, o kitą galą – prie aortos, aplenkdami dėl aterosklerozės susidariusią kliūtį kraujui tekėti. Neretai būna susiaurėjusios dvi, trys ar daugiau širdį maitinančių arterijų. Todėl vienos operacijos metu dažniausiai padaromi 3–4 aortokoronariniai šuntai, o kartais ir 5–6 (8.2 pav.).

8.2 pav. Šuntavimas

Širdies operacijų metu dažniausiai suformuojami 3–4 šuntai. Tam tikslui naudojama didžioji poodinė vena kojose. Jos pakanka trims šuntams, nes viršutinėje šlaunies dalyje venos skersmuo padidėja iki 6 mm, ir ta venos dalis jau yra netinkama. Atrodytų, kad minėtų autovenų yra pakankamai, tačiau kadangi 13 % žmonių serga poodinių venų išsiplėtimu kojose, pastarųjų panaudoti jau neįmanoma. Žinoma, kad per pirmuosius 7 metus po operacijos atsiranda trombai 50 % širdies vainikinių arterijų ir 40 % periferinių arterijų šuntų. Tenka atlikti pakartotines operacijas. Pakartotinėms tokio tipo operacijoms autologinių pakaitalų pritrūks. Šiuo metu arterosklerozė serga vis jaunesnio amžiaus žmonės. Taigi ateityje gali tekti atlikti ne tik pakartotines, bet ir trečios ar ketvirtos eilės šuntavimo operacijas. Neturint kraujagyslių pakaitalų, ligoniui gresia širdies infarktas ar galūnės netekimas ir su tuo susijęs invalidumas, o blogiausiu atveju ir letalinė išeitis.

Idealus arterijų pakaitalas turi atitikti šiuos kriterijus:

- 1) gaminamas įvairių formų ir dydžių,
- 2) biologiškai suderinamas,
- 3) atsparus infekcijai,
- 4) lengvai manipuliuojamas rankose,
- 5) lengvai sterilizuojamas,
- 6) nesudaro sąlygų trombams formuotis,
- 7) plastiškas, lankstus,
- 8) stabilus ilgą laiką žmogaus organizme. Protezo medžiagos savybės neturi keistis net ir praėjus daugeliui metų po implantacijos.

Kraujagyslių pakaitalo efektyvumas priklauso nuo medžiagos, iš kurios jis pagamintas, porų skaičiaus ir dydžio sienelėje, nuo medžiagos ir arterijos suderinamumo, kraujo tėkmės greičio, kraujo krešumo.

Dirbtinių kraujagyslių protezai turi pasižymėti tinkamu porėtumu. Porėtumas apibūdinamas vandens pralaidumu, pvz., 5000 ml H₂O/min./cm².

Kraujagyslių protezai gaminami iš:

- teflono – politetrafluoretileno;
- poliuretano;
- dakrono (*polyester*).

Dažniausiai naudojamas dakronas. Šiuo metu gaminama ir naudojama nemažai kraujagyslių protezų iš dakrono modifikacijų. Jie skiriasi tarpusavyje konstrukcija, sienelės storiu, svoriu, gebėjimu plėstis, porėtumu, medžiagos kiekiu/cm² ir išsidėstymo būdu. Skiriami trys pagrindiniai kraujagyslių protezų iš dakrono tipai:

1. Austas;
2. Megztas;
3. Veltas.

8.3 pav. Dakrono pluošto struktūra, gauta skenuojančiu zondo mikroskopu

Austas kraujagyslių protezas iš dakrono yra mažo porėtumo (H₂O pralaidumas 350 ml/min./cm²), atsparus tempimui ir naudojamas aortos lanke atliekamoms operacijoms. Jų masė yra didesnė negu megztų protezų.

Megzti protezai yra lankstesni ir artimesni natūraliai arterijai. Jų vandens H₂O pralaidumas yra 2300–5300 ml/min./cm². Gerinant kraujagyslių protezų savybes, buvo sukurti įvairaus tipo velti dakrono arterijų protezai. Iš principo tai tas pats megztas protezas, tik jo vidinis, išorinis ar abu sluoksniai yra velti. Dažnai kraujagyslių protezai impreguojami kolagenu.

Stentų medžiagos. Stentas – tai labai plono specialaus metalo lydinio vamzdelio formos tinklelis, kuris lyg karkasas palaiko išsiplėtusią kraujagyslę.

1986 m. Jacques Puel ir Ulrich Sigwart Tulūzoje, Prancūzijoje, pirmieji implantavo intrakoronarinį stentą žmogui. Nuo 2003 m. naudojami vaistus išskiriantys stentai, kurie dar labiau apsaugo nuo išplėtos vietos siaurėjimo ateityje.

Sergant išemine širdies liga širdies vainikinėse kraujagyslėse kaupiasi riebalinės medžiagos, susidaro aterosklerozinės plokštelės, kurios siaurina kraujagyslės spindį, mažina kraujo tekėjimą. Tai sukelia skausmus krūtinėje, vadinamus krūtinės angina (stenokardija). Jei krešulys visiškai užkemša kraujagyslę, širdies raumuo netenka maitinimo – įvyksta širdies infarktas (8.4 pav.).

8.4 pav. Širdies infarktas

Siekiant sulėtinti kraujagyslės spindžio mažėjimą naudojami **stentai**. Į kraujagyslę įdedamas zondas su nepripūstu balionėliu (jis yra mažas – apie 1 mm skersmens) ir suspaustu stentu (8.5 pav.). Pripučiant balionėlį (iki 2–4 mm skersmens), stentas tempiasi, kol atsiremia į kraujagyslės seneles. Aterosklerozinės plokštelės lyg išpaudžiamos į kraujagyslės sienelę, spindulys tampa platesnis, kraujas teka laisvai. Tada balionėlis sutraukiamas ir pašalinamas zondas.

8.5 pav. Stento įdėjimas į kraujagyslę

Stentai gali būti tinkleliniai ir spiraliniai (8.6 pav.).

8.6 pav. Stentai

Pagal formą skiriami į kūgio ir cilindro formos stentai. Kūgio formos stentai naudojami, kai distalinis arterijos skersmuo yra platesnis už proksimalinį. Cilindriniai stentai naudojami, kai arterijos skersmuo yra vienodas.

Stentai gaminami iš *nitinolio* (NITINOL) – Ti ir Ni lydinio, tantalio lydinio, nerūdijančiojo plieno, Co-Cr-Mo lydinio. Nitinolis priiskiriamas prie SMART („protingų“) medžiagų, nes pasižymi formos

atmintimi. Taip pat ši medžiaga pasižymi biosuderinamu. Padengus stentus deimanto plėvele sumažėja trombų susidarymo pavojus.

Tačiau implantavus tiek paprastus, tiek vaistais dengtus stentus, būtina ilgai vartoti antiagregantus (*antiagregantai* neleidžia kraujagyslėse formotis krešuliams). Paskutiniuoju metu tiriami rezorbuojantieji stentai, kurie yra pranašesni už metalinius stentus, nes nereikia reguliariai vartoti antiagregantų, išvengiama lėtinės uždegiminės reakcijos stento implantavimo vietoje.

Biodegruojantys stentai yra gaminami iš keleto medžiagų: poliglikolio rūgšties, kuri organizme suskyla per 2–3 mėnesius, poli-L-pieno (angl. *poly-L-lactic acid* – PLLA) rūgšties, organizme suskylančios per 12–18 mėnesių, poli (d,l-lactide / glycolide) kopolimero, kuris organizme suskyla per 2–3 mėnesius, poliortoesterio, kuris organizme taip pat suskyla per 2–3 mėnesius.

Perspektyvūs yra magnio lydinių stentai, kurie per porą mėnesių ištirpsta – taip iš esmės sumažinamas komplikacijų pavojus.

9. ŠIRDIES VOŽTUVŲ PROTEZŲ MEDŽIAGOS

Visas vožtuvų protezų konstrukcijas galima suskirstyti į dvi grupes (9.1 lentelė):

- **mechaniniai**;
- **biologiniai** (9.1 pav.).

9.1 lentelė. Širdies vožtuvų protezų modeliai

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

Ksenograftai (lot. *xenos* – svetimas) – gyvūnų vožtuvai. Perspektyviausias gyvūnas donoras yra kiaulė, nes jas galima išauginti specifinėje sterilioje aplinkoje, be to, kiaulės lengvai pasiduoda genetinėms modifikacijoms įterpiant ar pašalinant genetinę informaciją.

Homograftai – specialiai paruošti donoro vožtuvai. Autografai – to paties paciento plautinio kamieno vožtuvas, panaudotas aortos vožtuvui, o vietoje plautinio kamieno vožtuvo įstatomas homograftas arba ksenograftas.

9.1 pav. Biologinis vožtuvas

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

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

Mechaninių vožtuvų uždarojo elementas būna šių formų:

- rutulio (9.2 pav.),
- disko (9.3 pav., a),
- dviejų plokštelių (9.3 pav., b).

1952 metais Bostone vietoj nesveiko aortos vožtuvo buvo implantuotas pirmasis dirbtinis širdies vožtuvas, pavadintas „Hufnagel“ vožtuvu (9.2 pav.).

9.2 pav. „Hufnagel“ rutulinis vožtuvas

a

b

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

Rutulinių vožtuvų trūkumas yra dideli gabaritai ir rutulio išdėstymas pratekančio srauto viduryje. Tai sukelia kraujo srauto turbulenciją ir trombų susidarymą. Be to, rutulio uždarymo metu susidaro didelės jėgos, tai irgi gali būti trombų atsiradimo priežastis.

Disko formos vožtuvai buvo sukurti vėliau (apie 1975 m.). Jie sumažino vožtuvo gabaritus, kraujo turbulenciją, būdingą rutulinio tipo vožtuvams. Disko formos vožtuve kaip uždaromasis elementas vietoje rutulio naudojamas plonas diskas, kuris sukdamasis apie savo ašį, leidžia centrine anga tekėti kraujui.

1997 metais pradėti naudoti „St. Jude Medical“ dviejų plokštelių tipo vožtuvai. Jie gali atsidaryti vertikaliau nei diskiniai vožtuvai, taip mažindami kraujo srauto turbulenciją.

Pagrindiniai reikalavimai, keliami dirbtinių širdies vožtuvų medžiagoms, yra tokie:

- 1) mechaninis patvarumas;
- 2) atsparumas susidėvėjimui; atsparumas korozijai ir išsitrynimui;
- 3) netoksiškumas organizmui, biosuderinamumas ir hemosuderinamumas, t. y. protezas neturi sukelti neigiamos audinių reakcijos: uždegimo, trombų atsiradimo;
- 4) vožtuvų protezai turi praleisti atitinkamą kraujo srautą esant minimaliems slėgio skirtumams, kraujo turbulencijai ir sąstoviams;
- 5) geometrija ir konstrukcija turi būti tokia, kad būtų patogų chirurginių operacijų metu vožtuvą įdėti į širdį.

Vožtuvo medžiagos mechaninis patvarumas – vienas iš svarbiausių veiksnių, kurį reikia įvertinti projektuojant protezą. Uždaromasis vožtuvo elementas juda cikliškaip kaip ir širdies darbo ciklai. Per parą vožtuvai atlieka 105 000 arba 10^4 virpesių (kai vidutinis dažnis yra 80 virpesių per minutę). Tokiu režimu jis turi funkcionuoti daug metų. Todėl uždaromojo elemento ir protezo karkaso medžiagoms keliama griežti reikalavimai.

Projektuojant širdies vožtuvų protezus, reikia naudoti medžiagas, pasižyminčias didesniu paviršiaus patvarumu, be to, jas būtina kruopščiai apdirbti mechaniniu būdu, kad būtų sumažintas mikrošiurkštumas.

Širdies vožtuvų protezams gaminti naudojamos tokios medžiagos:

- titanas, Co-Cr-Mo lydinys;
- teflonas, dakronas;
- pirolizinė anglis.

Vožtuvo karkasas dažniausiai gaminamas iš lengvo ir kieto metalų lydinio: titano, kobalto-chromo-molibdeno lydinio. Be to, tam, kad padidėtų medžiagos atsparumas korozijai, atliekamas elektrocheminis paviršiaus poliravimas. Po tokio poliravimo ant paviršiaus susidaro oksido plėvelė, kuri apsaugo metalą nuo korozijos, paviršius tampa tolygesnis.

Vožtuvo žiedas, aptrauktas sintetinė medžiaga (pvz., teflonas, dakronas), prisiuvamas prie natūralaus širdies vožtuvo žiedo, kuris lieka pašalinus pažeistą vožtuvą. Uždaromasis elementas gaminamas iš polimerų, metalo, pirolizinės anglies.

10. KATETERIŲ MEDŽIAGOS

Kateteris (gr. *katheter* – zondas) – vamzdelis skysčiui iš kūno ertmių išleisti arba į jas suleisti. Kateterių medžiagoms keliami tokie reikalavimai:

- medžiaga turi būti netoksiška;
- dėl medžiagos neturi kilti temperatūra;
- neturi sukelti alergijos;
- turi būti netirpi.

Priklausomai nuo funkcinės paskirties, kateterių medžiagoms keliami papildomi reikalavimai, pvz., *ilgai kontaktuojantys su kraujais kateteriai* (širdies, kraujagyslių kateteriai) neturi sukelti trombozės, traumuoti kraujo elementų, turi būti plastiški, lenktis be sienelių lūžių ir neturi uždaryti praėjimo. *Urologiniai kateteriai* (10.1 pav., 10.2 pav.) turi būti atsparūs šlapimo rūgšties druskos ir kitų druskų, esančių šlapime, poveikiui.

10.1 pav. Urologiniai kateteriai iš silikono

10.2 pav. Urologiniai kateteriai iš polivinilchlorido

Skrandžio ir dvylikapirštės žarnos zondai turi būti atsparūs skrandžio rūgščių, virškinimo fermentų (enzimų) ir tulžies poveikiui.

Dažniausiai kateteriams gaminti naudojami *sintetiniai polimerai*:

- *širdies, kraujagyslių kateteriai* gaminami iš politetrafluoretileno (teflono), polietileno, poliuretano, polipropileno, polivinilchlorido, silikono.
- *skrandžio (gastrologiniai) kateteriai* gaminami iš polivinilchlorido;
- *urologiniai kateteriai* gaminami iš polivinilchlorido, silikono, poliuretano, gumos, latekso;
- *intubaciniai, trachėjos, išskyrų iš viršutinių kvėpavimo takų pašalinimo vamzdeliai* gaminami iš polivinilchlorido, silikono, kaučiuko, poliuretano, polietileno.
- *tulžies takų kateteriai* gaminami iš polietileno.

Į visas kateterių medžiagas turi būti įterptos kontrastinės medžiagos (nepraleidžiančios rentgeno spindulių). Jos naudojamos, kad būtų galima šviečiant patikrinti, iki kurios vietos įstatytas kateteris. Kaip kontrastinės medžiagos naudojamos bario arba bismuto (Bi) druskos, arba grynas metalas volframas ir tantalas labai smulkių miltelių pavidalo. Kontrastinės medžiagos paprastai įterpiamos į kateterius įpre-suojant gamybos metu juostelę, einančią pagal visą kateterio ilgį.

Pastaruoju metu gaminant kateterius ir zondus naudojamos anglies nanoplėvelės. Tokios dangos užtikrina įvairių medžiagų biologinį suderinamumą, nes danga iš anglies pasižymi reikiamomis savybėmis: antibakterinėmis savybėmis, biosuderinamumu, ląstelių ir mikro-organizmų adhezija.

11. KRAUJO INDŲ MEDŽIAGOS

Sintetiniai polimerai plačiai naudojami kraujo saugojimo ir perpylimo sistemose. Iš jų gaminami vienkartinio naudojimo indai kraujui ir jo preparatams (pvz., plazmai) saugoti, kraujo ėmimo sistemos, kraujo ir kitų skysčių perpylimo sistemos.

Kraujo indai gaminami iš suminkštinto polivinilo chlorido (PVC) $\text{CH}_2 = \text{CHCl}$. Anksčiau kraujas buvo saugojamas stikliniuose induose. Polimeriniai indai pasirodė Amerikoje XX a. viduryje.

PVC chemiškai stabilus, pigus, lengvai sterilizuojamas, pasižymi biosuderinamumu, hemosuderinamumu. Gaminiai iš PVC gali būti visiškai skaidrūs, taip pat gali būti nudažyti bet kuria spalva. Biosuderinamumą kruopščiai patikrinus testais, jį buvo leista naudoti medicinoje. Statistika rodo, kad apie 25 % visų plastmasinių medicinos gaminių gaminama iš PVC. Bet PVC yra prieštaringai vertinamas. Ilgą laiką jam gaminti kaip plastifikatoriai buvo naudojami ftalatai. Tyrimai parodė, kad ftalatai yra kancerogenai. Jie migruoja iš gaminių iš polivinilchlorido ir kenkia jų naudotojams. Pastaruoju metu sukurtos PVC gamybos technologijos, leidžiančios nenaudoti ftalatų – vietoje jų kuriami nauji alternatyvūs plastifikatoriai.

Naudojamos *atskiros, dvigubos ir trigubos indų sistemos (talpyklos)*.

Atskiri kraujo indai (11.1 pav.) naudojami kraujui paimti ir saugoti. Jie dažniausiai gaminami gretasienio formos iš dviejų biologiškai švaraus polivinilochlorido lapų, suvirintų aukštojo dažnio srove. Prie kraujo indo privirinamas permatomas drenas (*drenas* – vamzdelis skysčiams ištekti) iš polivinilchlorido. Kraujui paimti drenos gale įvirinta (įmontuota) plieninė adata.

11.1 pav. Atskiri kraujo indai

Kraujo indai gamybos metu pripildomi konservavimo skysčio ir paskui termiškai sterilizuojami. Dažniausiai naudojami du konservavimo skysčiai:

- ACD – *Acid-Citrate-Dextrose*
- CPD – *Citrate-Phosphate-Dextrose*.

Yra sukurtos uždaros sistemos, susidedančios iš kelių indų (11.2 pav.). Šios sistemos leidžia gauti sterilius ląstelinius ir plazminius kraujo preparatus nenaudojant papildomos aparatūros.

11.2 pav. Kraujo indų sistema

Kraujo indai dar gaminami iš poliolefinu. Poliolefinai – aukštamolekuliai junginiai, kurių bendra formulė tokia:

Jie gaminami polimerizacijos būdu iš nesočiųjų angliavandenilių, pvz., etilenas $\text{CH}_2 = \text{CH}_2$ – **olefinu** ($\text{R}, \text{R}'' = \text{H}, \text{CH}_3, \text{C}_2\text{H}_5$ ir t. t.). Iš olefinų plačiausiai žinomi polietilenas ($\text{R} = \text{R}'' = \text{H}$) ir polipropilenas ($\text{R} = \text{H}, \text{R}'' = \text{CH}_3$).

Manoma, kad poliolefinai ir kitos naujos medžiagos galutinai pakeis PVC po 20 metų.

12. DIRBTINIŲ SĄNARIŲ IR LUBRIKANTŲ MEDŽIAGOS

Šiuo metu vienas iš efektyviausių gydymo būdų, norint atstatyti judesį sąnariuose, prarastą dėl ligos, nelaimingų atsitikimų ir pan., yra dirbtinių sąnarių arba atskirų elementų implantavimas, vadinamas *aloplastika*.

Pagrindinės priežastys, lemiančios sąnarių funkcionavimo pablogėjimą, yra šios:

- osteoporozė;
- klubo displazija (įgimtas defektas);
- mechaniniai sužalojimai;
- degeneraciniai pokyčiai;
- padidėjęs sąnario nestabilumas;
- artritas.

Endoprotezavimo operacija – tai ligos ar traumos pažeistų sąnarių paviršių pakeitimas dirbtiniais implantais (endoprotezais), pagamintais iš plastiko, metalo, keramikos ar kitų sintetinių medžiagų.

Parenkant endoprotezų medžiagas svarbu įvertinti jų ir supančių audinių biologinį suderinamumą, aplinkos ir korozijos veiksnius, sąnarių paviršių trintį, dėvėjimąsi ir implanto tvirtinimo būdą (cementuotas / necementuotas). Faktiškai pritariama bendrai nuomonei, kad pagrindinė endoprotezavimo problema yra medžiagos parinkimas.

Šiuo metu dirbtiniams sąnariams dažniausiai naudojamos medžiagos, pateiktos 12.1 lentelėje.

12.1 lentelė. Dažniausiai dirbtiniams sąnariams naudojamos medžiagos

Medžiaga	Panaudojimo sritis
<i>Metalai:</i> Titanas ir jo lydiniai Co-Cr-Mo lydiniai Nerūdijantysis plienas	Dirbtinių sąnarių komponentai

<i>Polimerai:</i> Pilimetilmetakrilatas (PMMA) Ultraaukštos molekulinės masės polietilenas (UAMSPE)	Kaulų cementas Gūžduobės dalies įdėklas, Kelio meniskas
<i>Keramika:</i> Aluminio keramika (Al_2O_3) Cirkonio keramika (ZrO_2)	Kontaktuojantys dirbtinių sąnarių komponentai

2009 m. Lietuvoje buvo atlikta 7232 sąnarių endoprotezavimo operacijų, iš jų 6783 – klubo ir kelio, kitos – peties, čiurnos, alkūnės sąnarių.

Klubo sąnario endoprotezavimas. Klubo sąnario endoprotezavimo operacija – tai ligos ar traumos pažeistų gūžduobės ir šlaunikaulio proksimalinio galo pakeitimas dirbtiniais implantais. Jeigu pakeičiami abu sąnario komponentai, toks protezas vadinamas totaliniu (TEP), o jei tik šlaunikaulio galva – subtotaliniu (SEP).

Pasaulio ortopedinėse klinikose pastaruoju metu naudojama daugiau kaip 100 įvairių modifikacijų TEP. Jie skiriasi pagal formą, dydį, medžiagą, iš kurios pagaminti, ir tvirtinimo prie kaulo būdus.

Šiuo metu dažniausiai naudojamos klubo sąnario pakeitimo yra medžiagos šios:

1. Metalų lydiniai (pvz., Co-Cr-Mo, Ti) implanto kotas ir galvutė (rutulys);
2. Keraminė (dažniausiai aliuminio arba cirkonio oksidai) implanto galvutė (rutulys);
3. Plastikinė (dažniausiai ultraaukšto molekulinio svorio polietilenas – UAMSPE) implanto gūžduobinė dalis.

12.1 pav. Klubo endoprotezas: 1 – šlaunies stiebas; 2 – endoprotezo; 3 – endoprotezo įdėklas; 4 – gūžduobės dalis

Literatūroje nurodoma daug TEP klasifikacijų, tačiau dažniausias ir esminis protezų skirstymo būdas yra tvirtinimo prie kaulo būdas, pagal kurį skiriamos šios TEP rūšys:

- cementiniai;
- necementiniai;
- mišrūs (kai vienas iš komponentų fiksuojamas cementu, o kitas be jo).

Kaulinis cementas sėkmingai fiksuoja protezą, ypač senesniems ligoniams. Tačiau jauniems, aktyviems ar ypač didelio svorio ligoniams protezas per ilgesnį laiką iškliba. Šiems ligoniams sukonstruoti necementiniai endoprotezai. Jie tvirtinami prie kaulo įsukant arba įsriegiant (taip vadinamas mechaninis tvirtinimas); arba kaulo trabekulos įauga į jų paviršių, padengtą akyta medžiaga (taip vadinamas biologinis tvirtinimas). Jei reikalinga revizinė operacija, necementinius protezus lengviau pakeisti, nes nereikia šalinti cemento.

Šiuolaikiniai lydiniai yra gana gerai toleruojami organizmo. Geriausiai toleruojamas grynas titanas. Dėl jo ypatingo bioinertiškumo grynas titanas dažnai naudojamas poriniams klubo endoprotezų paviršiams padengti. Kaulas puikiai įauga į titano poras. Yra naudojamas plazminis titano porų padengimas (*Titanium Porous Plasma Spray Coating*) (12.2 pav.).

12.2 pav. Titaninis dirbtinis sąnarys, padengtas porėta danga

Smulkios mikroporos užtikrina kaulo įaugimą į šiurkštų paviršių. Reiškiny, kai kaulas pats įauga į implantą, yra teigiamas bioinertiškumo prasme.

Sąnariniai paviršiai turėtų būti atsparūs susidėvimui, išskirti minimalų trinties dalelių skaičių, ir sąnario veikimas turėtų būti užtikrinamas dešimtims metų, be jokių pašalinių neigiamų efektų dėl susidariusių trinties dalelių.

Per pastarąjį dešimtmetį buvo pristatyta keletas dirbtinių sąnarių kontaktuojančių paviršių variantų:

1. Metalinis skliautas su metaline galvute;
2. Polietileno skliautas, sujungtas su metaline arba keramine galvute;
3. Keramika su keramika.

12.3 pav. Gūžduobė su keraminiu, metaliniu, polietileniniu skliautu

Pirmųjų TEP (apie 1960 m., sukurti JAV) abu komponentai buvo pagaminti iš metalo (12.4 pav.).

12.4 pav. Metalas su metalu

Pagrindinis šios kombinacijos šalininkų argumentas buvo tas, kad metalinio protezo paviršiai mažai nusitrina. Todėl šie protezai ilgai konkuravo su metalo ir plastiko protezais. Tačiau kai yra nepakankamas fi-

ziologinis „tepimas“ sąnario skysčiu, tokių metalinių protezų trintis yra daugiau negu tris kartus didesnė už metalo ir teflono tarpusavio trintį. Be to, buvo įrodyta, kad protezo aplinkoje yra padidėjusi metalo jonų koncentracija, kuri po 8 metų pasiekia toksinį lygį ir gali paskatinti sarkomos (piktybinio jungiamojo audinio naviko) išsivystymą.

Palyginus su šiuolaikiniais standartais, pirmųjų implantų konstrukcija ir tvirtinimas buvo pakankamai primityvus. 1970-aisiais šių implantų gamyba buvo nutraukta dėl gamybos netobulumo. Šiuolaikinė moderni technologija leidžia pagaminti optimaliai lygius ir apvalius paviršius, taip sumažinant dėvėjimąsi. Priklausomai nuo rutulio dydžio, tūrinis dėvėjimasis, lyginant su polietilenu, gali būti sumažintas nuo 20 iki 100 kartų. Europoje metalo / metalo implantai pradėti vėl naudoti 1988 metais.

Buvo pastebėta, kad be tūrinio dėvėjimosi sumažėjimo, naudojant šias medžiagas, stebimas mažesnis uždegimų skaičius, taip išvengiama implanto komponentų tvirtinimo silpnėjimo. Skirtingai nuo metalo / polietileno kombinacijos, šiuo atveju galima didinti rutulio dydį. Šiuo būdu galima pagerinti implanto stabilumą ir sumažinti išnirimo riziką.

Šio kontakto privalumai: ilgametė patirtis, didelis atsparumas dilimui. *Trūkumai:* padidėję metalo jonų kiekiai kraujyje.

Antras kontaktuojančių klubo sąnario endoprotezo paviršių variantas – keraminė ar metalinė galvutė ir polietileno gūžduobės dalis (12.5 pav.).

12.5 pav. Keramika su polietilenu

Šios medžiagų kombinacijos tiko daugeliui pacientų. Implantų naudojimo laikas yra mažesnis jaunesniems pacientams dėl didesnio aktyvumo lygio. Dėl implanto dėvėjimosi susidaranti smulkios dalelės sukelia audinių reakciją. Šis procesas gali susilpninti implanto tvirtinimąsi kaule ir baigtis implanto netekimu. Kadangi kiekvieno paciento audiniai skirtingai reaguoja į šias susidėvėjimo daleles, nėra jokios metodikos, padedančios iš anksto įvertinti, kurio paciento reakcija bus blogesnė. Polietileno dėvėjimasis yra proporcingas šlaunikaulio galvos (rutulio) dydžiui, todėl norint sumažinti jaunesnių ir aktyvesnių pacientų implantų dėvėjimąsi, rekomenduojama rutulio dydį sumažinti iki 22 mm. Tačiau naudojant mažesnius rutulius susiduriama su nestabilumo problemomis, ypač jei komponentai nėra optimaliai įstatyti. Tai būdinga pacientams, kurių sąnariai yra lankstesni. Dėl šių priežasčių pradėti tyrimai, siekiant sumažinti ultraaukšto molekulinio svorio polietileno dėvėjimąsi.

1998 metais buvo sukurtas kryžminių jungčių polietilenas X3 (12.6 pav.), kuris yra labai atsparus trinčiams. Lietuvoje jau galima implantuoti gūžduobę su įdėklų iš tokio polietileno, komplektuojant su keramine šlaunikaulio komponento galva. Šis derinys pasižymi ypatingu atsparumu trinčiams – 1,4 mikrono per metus ir lenkia šia savybe metalo / metalo paviršius (4,3 mikrono per metus), nedaug nusileisdamas keramikos / keramikos paviršiams (1,0 mikrono per metus), taip pat išsaugodamas visas patikrintas polietileno paviršių savybes.

12.6 pav. Kryžminių jungčių polietilenas

Šio kontakto privalumai: pigus, nereikalaujantis didelio gamybos proceso preciziškumo. Ilgametė patirtis, susidariusios trinties dalelės nėra toksiškos. *Trūkumai:* atsiranda daug trinties dalelių, rizika susirgti osteolize. Naudojant kryžminių jungčių polietileną ši rizika sumažėja.

Trečiasis kontaktuojančių paviršių variantas – keraminis skliautas su keramine galvute (12.7 pav.). Europoje aliuminio ir keramikos derinys pradėtas naudoti 1970-ųjų pradžioje. Pirmųjų keramikinių medžiagų problema – didelė skaidulų struktūra, kuri sukeldavo medžiagos lūžius. Esant šiuolaikinei keramikos gamybai medžiaga yra daug stipresnė.

Tai pats brangiausias tipas (kaina apie 12 000 Lt). Šis kontaktas užtikrina mažiausią dėl trinties susidarančių dalelių skaičių. Kontaktas tarp abiejų keramikinių komponentų turi būti platus, nes kai kontakto plotas mažesnis, kontakto vietoje susidaro didelės vietinės jėgos, galinčios šioje vietoje sukelti susidėvėjimą.

12.7 pav. Keramika su keramika

Privalumai: didžiausias atsparumas susidėvėjimui, jokio dėl trinties susidarančio dalelių toksiškumo.

Trūkumai: lūžinėjimas skliauto kraštu (tik senesnių modelių).

Kelio sąnario endoprotezavimas. Kelio sąnarys yra didžiausias žmogaus kūne pagal kapsulės dydį ir sąnariinių paviršių plotą. Jis skirtas atraminei kojos funkcijai ir didelei judesių amplitudei. Šis sąnarys atlaiko didelį svorį.

Kelio sąnario endoprotezą sudaro trys dalys (12.8 pav.): blauzdikaulio ir šlaunikaulio komponentės, dirbtinis meniskas.

12.8 pav. Natūralus kelio sąnarys (a) ir dirbtinio kelio sąnario dalys (b):
1 – šlaunikaulio komponentas; 2 – dirbtinis meniskas;
3 – blauzdikaulio komponentas

Dirbtiniai kelio sąnariai skirstomi į šias grupes:

- totaliniai;
- daliniai (subtotaliniai);
- cementiniai;
- necementiniai.

Blauzdikaulio ir šlaunikaulio komponentai paprastai gaminami iš titano arba kobalto-chromo lydinų, tarpinė dalis – meniskas – iš aukštos molekulinės masės polietileno.

Operacijos metu sąnarys atveriamas kelio srityje, iš vidinės girkelės pusės pašalinama pažeista kremzlė. Kaulo paviršius yra specialiai paruošiamas. Ant jo tvirtinamas šlaunikaulio komponentas (12.9 pav.). Šlaunikaulio komponentas yra užapvalintas ir gerai apgaubia kaulo paviršių.

Blauzdikaulio komponentas yra glotniai nupoliruotas tam, kad kontaktuodamas su polietilenu minimaliai susidėvėtų.

12.9 pav. Kelio sąnario endoprotezo dalys: a – šlaunikaulio komponentas;
b: 1 – menisko dalis iš polietileno; 2 – metalinė blauzdikaulio dalis

Tokia kelio sąnario endoprotezo konstrukcija yra labiausiai paplitusi, tačiau yra ir kitų modifikacijų, pvz., su tvirtinimo kojelėmis (12.10 pav.). Endoprotezai su kojelėmis dažniausiai naudojami antriam reviziniam endoprotezavimui, kai kaulo audinys yra pažeistas arba suiręs. Tokie endoprotezai naudojami sunkiais atvejais (didelė kelio sąnario patologija, pvz, gonartrozė, progresuojantis poliartritas), kai pakeisti tik sąnarių paviršių nepakanka.

12.10 pav. Kelio sąnario endoprotezai su tvirtinimo kojelėmis

Kelio endoprotezai taip pat kaip ir klubo būna cementiniai ir necementiniai. Parinkimas priklauso nuo sąnario būklės, ligos tipo, amžiaus. Necementiniai sąnariai yra maždaug du kartus brangesni.

Jauniems judriems žmonėms naudojami necementiniai sąnariai, kurių paviršiaus struktūra yra porėta. Tai leidžia įaugti kaulų audiniui į išplantą, o tai labai pagerina kaulo integravimąsi su protezu.

Pagrindiniai gamintojai: Zimmer (JAV), DePuy (JAV), Biomet Merck (Didžioji Britanija) ir kt.

Sąnarių tepimo skysčiai – lubrikantai. Nepaisant to, kad žmogaus sąnariai yra veikiami labai įvairių ir kartais labai didelių apkrovų, sąnariniai paviršiai dėvisi labai nereikšmingai. Taip yra dėl sąnarių paviršių tepimo. Sąnariai, skirtingai nuo mechaninių guolių, sugeba patys susitepti. Žmogaus sąnariai yra tepami sinovijiniu skysčiu. Šio skysčio vieną trečiąją dalį sudaro kraujo plazmos baltymų koncentracija. Į sinovijinio skysčio sudėtį įeina labai svarbus polimeras – hylaurinato rūgštis, kuri suteikia sinovijiniam skysčiui klampumo ir elastiškumo.

Lietuvos medicinos praktikoje tam tikros sąnarių ligos gydomos naudojant specialių tepimo skysčių injekcijas. Šie tepimo skysčiai sutepa sąnarius paviršius ir stimuliuoja organizmo natūralių tepimo skysčių išsiskyrimą.

Sąnariams sutepti naudojami dirbtiniai lubrikantai, pvz., natrio hylaurinatas „Fermathron“; 15 % polivinilpirolidono tirpalas.

13. OSTEOSINTEZĖS APARATŲ MEDŽIAGOS

Osteosintezė (osteosynthesis; gr. *osteon* – kaulas + *synthesis* sujungimas) – operacija, kurios metu sujungiami kaulo lūžgaliai. Daroma gydant kaulo lūžį, kai lūžgaliai nesuauga arba suauga netaisyklingai, kai dėl lūžio būna sužalotos stambios arterijos ar nervai, kai susidaro netikrasis sąnarys, kai ligonis yra senyvo amžiaus.

Lūžus kaulams svarbu teisingai sustatyti kaulus – tai vadinama kaulų repozicija ir kaulų fiksacija. Kaulų lūžiai gydomi imobilizuojant lūžimo vietą per visą gijimo procesą.

Osteosintezės būdai:

- **išorinė** – kaulai sutvirtinami, pavyzdžiui, Ilizarovo aparatu (13.1 pav.);
- **vidinė** – kaulai sutvirtinami *plokštele* ir sraigtais, *intramedulinė vinimi* ar kitaip (implantai paciento kūno viduje). Daromas pjūvis, atstatomi kaulai ir dedama plokštelė, kuri sraigtais prisukama, tada užsiuvama arba į kaulo čiulpo kanalą įkalama intramedulinė vinis (implantas), pritvirtinama skersiniais sraigtais.

Išorinės fiksacijos sistemos gali būti pritaikytos ilgiesiems ir trumpiesiems galūnių kaulų lūžiams gydyti, taip pat dubens, kaklo, žandikaulio kaulų fiksacijai. Galima atlikti kompresiją arba distrakciją. Gydant ilgųjų kaulų vidurinės dalies lūžius, naudojama *kompresija* – vienkartinis ar pastovus fragmentų suspaudimas. Ji padidina lūžgalių stabilumą ir pagreitina jų suaugimą. Kai kada lūžgalius galima suauginti ir lėtai tolinant vieną fragmentą nuo kito, t. y. atlikti *distrakciją*.

Į kaulą įterpiami strypeliai, kurie fiksuojami išorėje išorinės fiksacijos aparatu. Atliekant kompresiją išorinės fiksacijos įtaiso žiedai lėtai artinami vienas prie kito. Yra skirtingi aparatų tipai: strypiniai, žiediniai, kombinuoti.

13.1 pav. Ilizarovo aparatas

Vidinė fiksacija populiareesnė nei išorinė. Fiksacija sraigtais tinka esant įstrižiniams ir sprūdiniams lūžiams. Osteosintezė plokštele (13.2 pav.) naudojama dažniausiai horizontaliems arba trumpiems skersiniams lūžimams.

Pats šiuolaikiškiausias gydymo metodas, turintis daug pranašumų, yra **intramedulinė sintezė** (13.3 pav.). Įkalus intramedulinę vinį yra maži pjūviai, mažesnė infekcijų galimybė, kitą dieną po operacijos pacientas jau gali judinti galūnes, vaikščioti su ramentais. Deja, Lietuvoje intramedulinė sintezė mažai taikoma, nes šių implantų valstybė nekompensuoja.

Dažniausiai naudojamos medžiagos implantams – titano lydiniai, nerūdijantysis plienas, Co-Cr-Mo lydinio. Medžiagos išoriniams aparatams naudojamas nerūdijantysis plienas, anglies pluoštas, aliuminio lydiniai.

13.2 pav. Vidinė fiksacija plokštelėmis

13.3 pav. Intramedulinė sintezė

14. GALŪNIŲ PROTEZŲ IR ORTEZŲ MEDŽIAGOS

Išorinis galūnės protezas – tai išoriškai pritaikytas įtaisas, naudojamas visiškai arba iš dalies nesančiai arba nevisavertei apatinės arba viršutinės galūnės daliai pakeisti. Protezavimas – tai geriausia pagalba po galūnių amputacijos. Aukštos kokybės protezas leidžia pacientui gali savarankiškai gyventi ir dirbti.

Išorinis ortezas – tai išoriškai pritaikytas įtaisas, susidedantis iš vienos ar kelių dalių. Jis dedamas ant visos apatinės arba viršutinės galūnės, ant kūno, galvos arba kaklo arba ant šių kūno vietų dalies ir ant tarpinių jungčių. Tai ortopedinė priemonė, padedanti atlikti biomechanines funkcijas. Ji padeda sugrąžinti arba pakeisti žmogaus atraminio judėjimo aparato pažeistas, prarastas funkcijas.

Protezinis arba ortezinis įtaisas turi būti pakankamai stiprus, kad atlaikytų apkrovas ir deformacijas, kurios pasitaiko įprasto naudojimo metu.

Protezų ir ortezų medžiagoms keliami reikalavimai:

1. Reikėtų, kiek įmanoma stengtis proteziniams ir orteziniams įtaisams naudoti medžiagas, kurios mažina liepsnos plitimo arba nuodingųjų dujų susidarymo pavojų;

2. Turi būti įvertintas medžiagų, kurios liečia žmogaus kūną, biologinis suderinamumas, atsižvelgiant į numatomą naudojimą, taip pat į slaugančių bei gaminio pervežimu ir laikymu užsiimančių asmenų sąlytį su juo;

3. Visos proteziniuose ir orteziniuose įtaisuose naudojamos medžiagos jų vartotojui neturi būti citotoksiškumo, dirginimo ir jautrumo padidėjimo priežastis, kai įtaisas naudojamas numatytu būdu;

4. Proteziniuose arba orteziniams įtaisams naudojamos konstrukcinės medžiagos turėtų išsaugoti atsparumo charakteristikas esant skysčiams ir kitoms medžiagoms, kurios sudaro įprastą įtaisus supančią aplinką;

5. Gamintojas turi nurodyti priemones, kuriomis protezinis arba ortezinis įtaisas ir kūno vieta, ant kurios jis dedamas, galėtų būti valomi ir dezinfekuojami;

6. Visos naudojamos medžiagos turi būti atsparios korozijai.

Protezams ir ortezams gaminti naudojamos tokios medžiagos:

- sintetiniai termoplastiniai polimerai,
- metalai ir jų lydiniai (nerūdijantysis plienas, titanas, aliuminis ir jo lydiniai).
- angies pluoštas.

Termoplastinės medžiagos yra vienos iš svarbiausių ortopedijos pramonėje. Jos pasižymi nedideliu svoriu, lengvu apdirbimu, tvirtumu, gerai išlaiko formą, yra estetiškos ir higieniškos. Šios medžiagos naudojamos galūnių ortezams, korsetams, viršutinių ir apatinių galūnių protezams gaminti.

Protezų medžiagos. Protezai skirti amputuotai kūno daliai pakeisti. Kojos protezą (14.1 pav.) sudaro tokios pagrindinės dalys: pėda, blauzdos vamzdelis, kelio sąnario lankstas, ėmiklis (14.2 pav.).

Šiuo metu tik ėmiklis gaminamas individualiai, kitos dalys parenkamos pagal žmogaus antropometrines charakteristikas, mobilumo laipsnį.

14.1 pav. Kojos protezai: blauzdos protezas (a), šlaunies protezas (b)

14.2 pav. Ēmiklis

Kojos protezai būna:

- **Pirminis** – nešiojamas nuo 3 mėnesių iki 1 metų. Naudojamas, kad žmogus priprastų vaikščioti su protezu ir susiformuotų bigė. Pirminis ėmiklis daromas iš aukštatemperatūrio plastiko, nes taip greičiau galima jį pagaminti (padaromas per savaitę). Pirminis protezas daromas be kosmetikos, nes tada matyti asių padėtis ir jas galima koreguoti.
- **Nuolatinis** – nešiojamas trejus metus, naudojamas po pirminio protezo. Po trejų metų jį būtina keisti, nes susidėvi ėmiklis. Nuolatinis ėmiklis gaminamas laminavimo būdu iš ortoakrilo dervos.

Protezo kokybė priklauso ne tik nuo ėmiklio, bet ir nuo kelio lanksto bei pėdos konstrukcijos. Kelio lankstai parenkami pagal žmogaus mobilumo laipsnį. Vienašiai kelio lankstai naudojami mažai judantiems ir pagyvenusiems žmonėms. Daugiašiai kelio lankstai naudojami retai, nes jie turi daug laisvės laipsnių, ir žmogui reikia išmokti juo naudotis. Jauniems ir aktyviems šiuo metu siūlomi modernūs mikroprocesoriumi valdomu kelio sąnariu C-Leg protezai, tačiau jie yra labai brangūs.

Kelio lankstai (14.3 pav.) gaminami iš titano, nerūdijančiojo plieno, aliuminio. Titanas skiriamas daug judantiems jauniems žmonėms. Plienas – vidutinio aktyvumo ir vidutinio amžiaus žmonėms. Aliuminis – mažai aktyviems žmonėms. Jų kūno svoris turi būti iki 70 kg, ūgis – iki 180 cm, pėdos dydis – ne didesnis kaip 27 cm.

14.3 pav. Kojos protezo kelio lankstai („Otto Bock“ firmos, Vokietija)

Blauzdos vamzdelis gaminamas iš titano, plieno.

Pėdos konstrukcijos būna skirtingos. Jos parinkimas priklauso nuo žmogaus aktyvumo laipsnio. Paprasčiausia pėda – SACH (angl. *Solid Ankle Cushion Heel*) tipo (14.4 pav.) gaminama iš medienos. Pėdos apdaila gaminama iš ebonito ir poliuretano.

14.4 pav. SACH pėda

Aktyviems žmonėms parenkamos spyruokliuojančios pėdos iš anglies pluošto (14.5 pav.). Mažiau aktyviems naudojama pėda su vienašia čiurnos sąnario funkcija (14.5 pav.) arba pėda su kulno amortizacija ir paminkštinta priekine dalimi lengvesniam judėjimui užtikrinti (pėdos dinamiką pagerina įvairaus kietumo sudedamųjų medžiagų tarpusavio komponavimas).

14.5 pav. Pėdos iš anglies pluošto ir su vienaasžia čiurnos sąnario funkcija

Ortezų medžiagos. Ortezai – tai ortopediniai aparatai, įtvarai, ortopediniai įdėklai.

Ortopediniu aparatu galima grąžinti kojos lankstumą po operacijos – kaulai tokiu atveju fiksuojami, sutvirtinami, o sąnariai paliekami judrūs (14.6 pav.).

14.6 pav. Ortezai su lankstais

Plastikiniai (14.7 pav.) odos, elastinių medžiagų *įtvarai* naudojami po kaulų lūžių (elastinių arba tekstilinių medžiagų įtvarai – tik praėjus 4–6 sav. po ūmios traumos), esant pėdos parezei, pseudoartrozei, kelio sąnario raiščių pažeidimams. Įtvaras įtvirtina galūnę, sąnarys tokiu atveju lieka *nejudrus*. Įtvarus tinka naudoti po visų kojų kaulų operacijų.

14.7 pav. Plastikinis įtvaras

Ortopediniai idėklai naudojami pėdos skeleto deformacijai (plokščiapadiškumas, šleivumas) koreguoti ir pagal galimybes gydyti.

Ortezai, priklausomai nuo diagnozės, gali būti gaminami iš šių medžiagų (14.8 pav.):

14.8 pav. Ortezams gaminti naudojamos medžiagos

Šių medžiagų savybės pateiktos 14.1 lentelėje.

14.1 lentelė. Ortezų medžiagų savybės

Nr.	Medžiagų charakteristika ir savybės	
1	<p>Neoprenas – tai sintetinis pluoštas chloropreno kaučiuko pagrindu. Neoprenas nepraleidžia vandens, suteikia terapinę šilumą. Įtvarei iš neopreno, suspausdami minkštuosius audinius ir išsaugodami terapinę šilumą, palengvina skausmą ir pagreitina gijimą.</p>
2	<p>Žematemperatūris plastikas – tai plastikas, kuris pasidaro plastiškas jau 60–70 °C temperatūroje, o atvėsdamas iki 30 °C temperatūros jau visiškai sukietėja.</p> <p>Šis plastikas gali būti naudojamas daug kartų, nes turi „atminties“ funkciją, tai yra gali grįžti į pradinę padėtį, su sąlyga, kad jis nebus perkaitinamas. Tai labai aktualu norint pataisyti gaminį, koreguoti kampą ar pan. (pvz., pacientui ištinę ranka ir įtvare reikia praplėsti). Nors plastikas ir turi savybę sugrįžti į pradinę padėtį, tačiau ortopedijoje plastikas, atsižvelgiant į higienos normas, pakartotinai nenaudojamas.</p> <p>Naudojant žematemperatūrį plastiką galima taikyti „dinaminę mobilizaciją“ kartais nuimant įtvare ir treniruojant imobilizuotą galūnę. Aktyvūs judesiai išsaugo normalią kraujotakos apytaką raumenyse, gerina kaulinio audinio mitybą, todėl jis greičiau suauga.</p> <p>Ortezai iš žematemperatūrio plastiko skiriami, kai žmogus yra mažai judrus arba kai skiriamas ortezas kojai palaikyti nakties metu.</p>

3	<p>Aukštatemperatūris plastikas – tai plastikas, kuris yra formuojamas įkaitintas iki 200–220 °C. Sukietėja 70–100 °C. Šis plastikas neturi atminties funkcijos. Jis gali būti įvairaus storio, tačiau ortopedinėje praktikoje dažniausiai naudojamas nuo 2 iki 5 mm storio. Šioje srityje plačiausiai naudojami polietilenas (PE) ir polipropilenas (PP). Įkaitintas šis plastikas formuojamas ne ant žmogaus kaip žematemperatūris plastikas, o ant gipsinio modelio naudojant vakuuminį siurbį. Šis plastikas negali būti perforuojamas. Ortezai iš aukštatemperatūros plastiko skiriami, kai žmogus judrus, daug vaikšto.</p>
4	<p>Anglies pluoštas – tai labai tvirta, atspari veikiančioms gniuždymo jėgoms medžiaga. Gaminiai iš anglies pluošto yra lengvi. <i>Carbon-spring</i> – tai naujos kartos ortopedinių įtvarų iš anglies pluošto linija, gaminamų naudojant Pre-preg technologą. Vienas iš svarbiausių produkto iš anglies pluošto privalumų yra tas, kad po technologinio apdirbimo išgaunamas „spyruokliavimo“ efektas, kuris labai palengvina žingsniavimą.</p> <p>Anglies audinio produktai lėčiau susidėvi, t. y. jų mechaninės savybės nesusilpnėja nuolatinio apkrovų ciklo metu. Ortezai yra gerokai patvarresni ir išlieka funkcionalūs gerokai ilgiau nei analogiški produktai, pagaminti iš tradicinių medžiagų.</p>

5	<p>Pusfabrikačiai ir jų medžiagos. Ortezams gaminti naudojami įvairūs pusfabrikačiai: pvz., kelio lankstai, čiurnos lankstai ir kt. Paprastai lankstų mazgai gaminami iš nerūdijančiojo plieno, aliuminio lydinio, titano, rečiau – iš plastiko.</p>	<p>Kelio lanksto pusfabrikatis iš titano.</p> <p>Čiurnos lanksto mazgas iš nerūdijančiojo plieno.</p>
---	---	---

Šiuo metu Lietuvos ortopedijos įmonėse iš esmės naudojamas trijų rūšių **žematemperatūris** plastikas (apdirbimo temperatūra – 65–75 °C) (14.9 pav.):

14.9 pav. Žematemperatūrio plastikos rūšis

Panagrinėsime plačiau žematemperatūrių plastikų savybes.

2. Turbokastas. Medžiaga, plačiai naudojama ortopedijoje, traumatologijoje, sporto medicinoje, veterinarijoje. Ją naudoja daugiau kaip 70 pasaulio šalių. Tai Olandijos firmos *T Tape* produktas.

14.10 pav. Turbokasto formulė

Tai žematemperatūris plastikas polikaprolaktonas, padengtas oringų bioinertinio poliuretano sluoksniu. Viena iš pagrindinių polikaprolaktono savybių – nekenksmingas žmogaus organizmui.

Ši medžiaga unikali tuo, kad karštame vandenyje pasidaro minkšta ir lanksti, o paskui tampa kieta ir standi ir gerai fiksuoja žmogaus galūnę.

Polikaprolaktonas padengiamas bioinertinio poliuretano sluoksniu, nes poliuretanai pasižymi biosuderinamumu. Ši danga užtikrina tokias ortezo savybes:

- komfortą;
- alerginių reakcijų nebuvimą;
- gerą odos paviršiaus ventiliaciją.

Turbokastas šildomas iki 60–100 °C temperatūros pasidaro plastiskas. Paskui per kelias sekundes gaminio paviršiaus temperatūra sumažėja iki 35–45 °C, tai leidžia modeliuoti jį ant žmogaus kūno.

Po 5–8 min. turbokastas tampa standus, patvarus ir paprastai nereikalauja papildomo sutvirtinimo.

Dar viena svarbi turbokasto savybė – atmintis. Tai medžiagos savybė šildant atgauti pradinę formą. Ji leidžia daug kartų permodeliuoti gatavą gaminį, priklausomai nuo klinikinės situacijos.

Turbokasto privalumas – galimybė per trumpą laiką nenaudojant papildomos sudėtingos įrangos pagaminti individualų ortezą. Tai leidžia pagerinti paciento gyvenimo kokybę ir pasitenkinimą gydymo procesu.

Turbokasto mechaninės savybės:

- Mažas gaminio svoris;
- Plastinė atmintis ir galimybė permodeliuoti;
- Mažas iškraipymų koeficientas rentgeno spinduliams einant per termoplastiką;
- Išsaugo formą ir savybes per visą naudojimo laiką;
- Galimybė ištempti medžiagą 15 % modeliavimo metu, neprarandant gaminio patvarumo;
- Ilgas tinkamumo laikas, patogus sandėliuoti;
- Atliekų, dulkių, kvapo nebuvimas.

Biomedicininės savybės:

- Netoksiškas, nesukelia alergijos (neturi latekso ir kitų priemaišų, sukeliančių alergines reakcijas), biosuderinamas;
- Galimas gaminio kontaktas su vandeniu (t. y. galima atlikti vandens procedūras);
- Gaminys lengvai modeliuojamas, tiksliai atkartoja paviršiaus, ant kurio formuojamas, kontūrus, puiki ventiliacija dėl perforuoto paviršiaus, optimalus gaminio fiksacijos laikas (5–8 min.);
- Galimybė tvirtai sujungti gaminio kraštus net ir po fiksacijos, tai galima padaryti šildant norimas sujungti vietas karšto oro srautu (fenu) arba karštu vandeniu.
- Mažina švitinimo dozę atliekant rentgenologinius tyrimus;

- Fiksacijos priemonės (pvz., velchro juosta) leidžia nuimti ir uždėti gaminį bet kuriuo metu (pvz., atliekant fizioterapijos procedūras);
- Galima naudoti vaikams;
- Nėra ypatingų sąlygų, keliamų utilizacijai;
- Lengvai nuimamas (be specialių įrankių);
- Gerai derinasi su papildomais aksesuarais (Velchro juosta, apdailos juostele);
- Estetiškas, tvarkingas.

Poliuretaninė bioinertiška danga užtikrina šias gaminių iš turbokasto naudojimo sąlygas:

- Leidžia naudoti gaminį be specialių kojinių ir kitų tarpinių (tarp odos ir gaminio) medžiagų;
- Gerai priglunda;
- Medžiaga nelimpa prie paciento odos, plaukų;
- Neleidžia išsivystyti minkštųjų audinių atrofijos procesams, praguloms;
- Oringa, minkšta poliuretano danga sudaro tarpinį mikroskopinį oro sluoksnį tarp paciento odos ir termoplastiko, tai mažina galimą odos prakaitavimą.

Turbocastas nelimpa prie odos plaukų ir tvarsčių. Ši savybė leidžia jį naudoti gaminant ortezus nudegusiems ligoniams.

Perforacija. Termoplasto lapai (matmenys 45x60 cm arba 60x90 cm) gali būti neperforuoti ir perforuoti. Perforacijos rūšys (14.11 pav.):

- mikroperforacija (42 %),
- multiperforacija (38 %)
- miniperforacija (2,5 %).

Mikroperforacija

Multiperforacija

Miniperforacija

14.11 pav. Turbokasto perforacija

3. X-Lite – natūralus medvilninis tinklelis (14.12 pav.), impregnuotas termoplastiku.

Šios medžiagos privalumai:

- Nekenksminga sveikatai;
- Atspari aplinkos poveikiui;
- Netoksiška;
- Gali būti naudojama pakartotinai – kaitinama atgauna pradinę formą;
- Galimybė permodeliuoti gaminį, esant spaudimams ar norint pakoreguoti;
- Reta tinklelio struktūra leidžia odai laisvai kvėpuoti;
- Nesugeria vandens, todėl galima plauti, su juo plaukioti;
- Pralaidi rentgeno spinduliams;
- Palengvina reabilitacinį laikotarpį.

14.12 pav. Rankos ortezas iš *X-Lite*

Ortopediniai įtvarai iš anglies pluošto gaminami naudojant *Pre-preg* technologiją. Gaminti naudojamos medžiagos, kurios vadinamos *pre-preg medžiagomis*.

Pre-Preg medžiagos gali būti keturių tipų (19.13 pav.):

14.13 pav. *Pre-Preg* medžiagos

Pre-preg medžiagų savybės pateiktos 14.2 lentelėje.

14.2 lentelė. Pre-Preg medžiagų savybės

Nr.	<i>Pre-Preg</i> medžiagų savybės	
1.	<p>Stiklo pluoštas yra medžiaga iš labai plonų stiklo siūlelių. Ji naudojama kaip sustiprinanti medžiaga daugeliui plastiko produktų. Toks plastikas, kuris turi stiklo pluošto, taip pat dažnai populiariai vadinamas stiklo pluoštu.</p> <p>Stiklo pluošto prepregas yra pigus, atsparus temperatūrai, tačiau yra labai trapus.</p>
2.	<p>Aramidas (aromatinis poliamidas), oficialus tarptautinis pavadinimas „Aramid“. Prekės ženklas KEVLAR®. Aramidas yra labai stiprus, jį sunku perkirsti, peršauti. Tai stipri, trapi medžiaga, tačiau neturinti UV apsaugos, atspari drėgmei ir mažai atspari spaudimui.</p>
3.	<p>Dyneema tai sintetinis pluoštas (ultraaukšto molekulinio svorio polietileno pluoštas), 15 kartų stipresnis nei plienas ir 40 % nei kevlaras. Iš jo gaminamos neperšaunamos liemenės, stygos, valai, aukštos klasės jachtų korpusai ir t. t. Gaminiai pasižymi puikiu atsparumu įpjovimui, įrėžimui, geru lankstumu ir jautrumu, neprilygstamu kibumu tepaluotoje aplinkoje.</p> <p>Dyneema yra viena iš stipriausių medžiagų, tačiau ją sunku apdirbti. Tai brangi medžiaga.</p>
4.	<p>Anglies pluoštas yra tvirtas ir stabilus, pasižymi ilgaamžiškumu, tačiau brangiai kainuoja.</p>

LITERATŪRA

- Abraitis, R. 1999. *Techninės keramikos technologija: mokomoji knyga*. Kaunas: Technologija. 174 p.
- Basu, B.; Katti, D. S.; Kumar A. 2009. *Advanced Biomaterials: Fundamentals, Processing, and Applications*.
- Binkienė, K.; Kėželis, R.; Baltušnikas, A.; Mėčius, V. 2003. Thermal Treatment Influence on Microstructure of Plasma Sprayed Zirconia Thin Films, *Medžiagotyra* 9(4): 387–390.
- Bronzino, J. D. 2000. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2nd Edition. CRC Press.
- Chirurginiai siūlai [žiūrėta 2010-03-22]. Prieiga per internetą: www.orimeda.lt.
- Dearnley, P. A. 1999. *A Review of Metallic, Ceramic and Surface-Treated Metals Used for Bearing Surfaces in Human Joint Replacements*. Vol. 213, Part H. 107–135 p.
- Dumitriu, S. 2001. *Polymeric Biomaterials*. 2nd Edition, Revised and Expanded. CRC Press. 1182 p.
- Endoprotezai [žiūrėta 2010-03-20]. Prieiga per internetą: www.biomet.lt.
- Endoprotezai [žiūrėta 2010-10-20]. Prieiga per internetą: www.biomedika.lt.
- Galdikas, J. 1995. *Kraujagyslių pakaitalai*. Vilnius. 115 p.
- Huang, J.; Best, S. M.; Bonfiel, W.; Buckland, T. 2010. Development and Characterization of Titanium-containing Hydroxyapatite for Medical Applications, *Acta Biomaterialia* 6(1): 241–249.
- Yaszemski, M. J. 2005. *Biomaterials in Orthopedics*. Taylor & Francis group. 458 p.
- Yen, S. K.; Hsu, S. W. 2000. *Electrolytic Al₂O₃ Coating on Co-Cr-Mo Implant Alloys of Hip Prosthesis*. John Wiley & Sons, Inc. 412–418 p.
- Jagur-Grodzinski, J. 2006. Polymers for Tissue Engineering, Medical Devices, and Regenerative Medicine, *Concise General Review of Recent Studies, Polymers For Advanced Technologies* 17: 395–418.
- Kulikauskas, L. 1997. *Medžiagotyra: konstrukcinės medžiagos*. Vadovėlis. Vilnius: Žara. 509 p.
- Kurtz, S. M. (ed). 2009. *UHMWPE Biomaterials Handbook (Second Editon): Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devicesby*.
- Liang, H.; Shi, B.; Fairchild, A.; Cale, T. 2004. *Application of Plasma Coating in Artificial Joints. Vacuum*. Vol. 73. 317–326 p.
- Mullen, M. J.; Devellian C. A.; Jux, Ch. 2007. BioSTAR® Bioabsorbable Septal Repair Implant, *Expert Review of Medical Devices* 4(6): 781–792.

- Ogiso, M., *et al.* 1997. Comparative Push-out Test of Dense HA Implants and HA-coated Implants, *Journal of Biomedical Materials Research*. 364–372 p.
- Ortopedinė technika [žiūrėta 2010-03-17]. Prieiga per internetą: www.otto-bock.com.
- Petrulis, A.; Prancevičius, S.; Kalesinskas, R. J.; Stanaitis, J.; Misiūnienė, N.; Kocius M. 1997. *Ortopedija: ortopedinės kojos ligos*. Kaunas: KMA leidykla. 195 p.
- Ratner, B. D.; Hoffman, A. S.; Schoen, F. J.; Lemons, J. E. 2004. *Biomaterials Science: an introduction to Materials in Medicine*. 2nd Edition. Elsevier.
- Rinkevičius, G. J.; Mukulys, R. J. 2002. *Medžiagų mokslas ir inžinerija, elektrotechninės medžiagos*: mokomoji knyga. Kaunas: Technologija. 160 p.
- Roy, M. E.; Whiteside, L. A.; Xum, J.; Katerberg B. J. 2010. Diamond-like Carbon Coatings Enhance the Hardness and Resilience of Bearing Surfaces for Use in Joint Arthroplasty, *Acta Biomaterialia* 6(4): 1619–1624.
- Shanbhag, A.; Rubash, H. E.; Jacobs, J. J. 2005. *Joint Replacement and Bone Resorption: Pathology, Biomaterials and Clinical Practice*. Taylor & Francis group. 779 p.
- Suchanek, W.; Yashimura, M. 1998. Processing and Properties of Hydroxyapatite-Based Biomaterials for Use as Hard Tissue Replacement Implants, *Journal of Materials Research* 13: 94–117.
- Valiulis, A. V. 2005. *Naujos medžiagos*. Vilnius, Technika. 280 p.
- Wise, D. L.; Trantolo, D. J.; Lewandrowski, K.-U.; Gresser, J. D.; Cattaneo, M. V. 2000. *Biomaterials Engineering and Devices: Human Applications*. Vol. 2: Orthopedic, Dental, and Bone Graft Applications. Humana Press. 346 p.
- Wong, J. Y.; Bronzino, J. D. 2007. *Biomaterials*. CRC Press. 296 p.
- Žvinys, J.; Šniuolis, R. 2002. *Inžinerinės medžiagos*: mokomoji knyga. Kaunas: Technologija. 107 p.
- Бессуднова, Н. О. 2007. *Материалы для биологических применений: учебно-методическое пособие*. Саратов. 51 с.

PRIEDAS

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Biomechanikos katedra

Disciplina – **MEDŽIAGOS MEDICINOJE**

III kurso _____ grupės
Studentui (-ei) _____

UŽDUOTIS NAMŲ DARBUI

Parinkti _____
(medicinos prietaiso, aparato ar implanto pavadinimas)

medžiagas ir atlikti išsamią medžiagų parinkimo analizę.

Darbo apimtis apie 20 lapų.

Darbo struktūra:

1. Teorinė dalis. Prietaiso ar aparato paskirtis.
2. Prietaiso ar aparato konstrukcijos ir jo veiklos aprašymas. Specifinių reikalavimų, keliamų medžiagoms, analizė.
3. Konstrukcinių dalių medžiagų parinkimas, įvertinant jų funkcinę paskirtį. Atlikti medžiagų parinkimo pagrindimą, nurodant jų galimus pakaitalus.
4. Išvados.

Darbo išdavimo data: _____

Darbo baigimo data: _____

Darbo vadovas _____