

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

**І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник,
Є. В. Сніцар**

ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ШТУЧНІ ОРГАНИ КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня доктора філософії за освітньою
програмою «Біомедична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2021

Рецензент *Костін В. А*, д.т.н., провідний науковий співробітник відділу фізико-хімічних досліджень матеріалів №022 Інституту електрозварювання ім.Є.О.Патона
Галкін О. Ю., д. біол. н., завідувач кафедри трансляційної медичної біоінженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Відповідальний редактор *Шликов В. В.*, д.т.н., завідувач кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол №7 від 13.05.2021 р.) за поданням Вченої ради Факультету Біомедичної інженерії (протокол № 12 від 29.03.2021 р.)

Електронне мережне навчальне видання

Худецький Ігор Юліанович, д-р техн. наук, проф.
Антонова-Рафі Юлія Валеріївна, канд. техн. наук, доц.
Мельник Ганна Віталіївна
Сніцар Євген Вікторович

ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ШТУЧНІ ОРГАНИ КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ

Протезування та штучні органи: Конспект лекцій [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 21,124Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 184 с.

Навчальний посібник «Протезування та штучні органи» вивчає застосування принципів інженерної механіки і біоматеріалознавства для дослідження і моделювання структури і функції опорно-рухового апарата і проектування штучних протезів його частин, вчить проводити дослідження, розробку, застосування, інженерний супровід засобів і технологій спрямованих на відновлення втрачених органів, частин органів та їх функцій з метою підвищення якості життя людей з фізичними вадами і обмеженнями.

Цільовим призначенням видання є формування у студентів здатності проводити дослідження та спостереження щодо взаємодії біологічних, природних та штучних систем, планувати біотехнічні випробування штучних протезів та систем, а також здатності розробляти моделі та проводити експерименти, спрямовані на вирішення проблем, пов'язаних із здоров'ям людини.

© І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар, 2021
© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021

ЗМІСТ	
СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	5
ВСТУП	6
1. ПРЕДМЕТ, ЦІЛЬ І ЗАДАЧІ КУРСУ. ВИЗНАЧЕННЯ. ІСТОРИЧНІ ВІДОМОСТІ. ОСНОВНІ ВІДОМОСТІ ПРО АПАРАТИ І СИСТЕМИ ЗАМІЩЕННЯ ВТРАЧЕНИХ ОРГАНІВ ТА ФУНКЦІЙ ЛЮДИНИ. ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ	10
2. ЕКЗОПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК. СИСТЕМА ПРОТЕЗІВ	22
2.1. Функціональна анатомія і біомеханіка руки і кисті	22
2.2. Рівні ампутації.....	26
2.3. Екзопротезування верхніх кінцівок, системи протезів	30
2.3.1. Косметичні протези	30
2.3.2. Функціональні протези.....	31
2.3.3. Протезування при різних рівнях ампутації	36
2.4. Сучасні технології протезування верхніх кінцівок.	38
2.5. Ортезування верхніх кінцівок.....	42
3 ЕКЗОПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК. СИСТЕМА ПРОТЕЗІВ	44
3.1. Функціональна анатомія і біомеханіка нижніх кінцівок	45
3.2. Біомеханіка протезу гомілки.....	47
3.3. Біомеханіка протезу стегна	50
3.4 Рівні ампутації нижніх кінцівок	53
3.5. Екзопротезування нижніх кінцівок, системи протезів.....	55
3.6 Комплектуючі для протезування нижніх кінцівок	56
3.7. Ортезування нижніх кінцівок	59
4. ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ СУГЛОБІВ	60
4. 1. Ендопротезування кульшового суглоба	62
4.2. Ендопротезування колінного суглоба.....	71
4.3. Ендопротезування гомілковостопного суглоба	75
4.4. Ендопротезування плечового суглоба	77
4.5. Ендопротезування ліктьового суглоба	79
4.6. Ендопротезування променево-зап'ясткового суглоба	81

4.7. Ендопротезування суглобів кисті та стопи	83
5. ПРОТЕЗУВАННЯ ТА CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЇ В СТОМАТОЛОГІЇ ТА ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЬОВІЙ ХІРУРГІЇ	85
5.1. Поняття CAD/CAM технологій	85
5.2. Характеристика стоматологічних CAD/CAM систем. Принцип роботи та комплектуючі	86
5.3. Конструкції, що виготовляються за допомогою CAD/CAM-систем...	102
6. ЕСТЕТИЧНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ В МАМОЛОГІЇ ТА ОФТАЛЬМОЛОГІЇ ФАЛОПРОТЕЗУВАННЯ	111
6.1. Естетичне протезування в мамології	111
6.2. Естетичне протезування в офтальмології.....	118
6.3. Фалопротезування.....	124
7. ШТУЧНІ ОРГАНИ.....	128
7.1. Поняття та класифікація штучних органів.....	128
7.2. Екстракорпоральні органи	134
7.2.1. Заміщення функцій нирок.....	134
7.2.2. Гемоперфузія.....	144
7.2.3. Терапевтичний аферез.....	146
7.2.4. Розділення плазми.....	146
7.2.5. Сорбентний діаліз	150
7.2.6. Оксигенація крові	151
7.2.7. Кров'яні насоси при екстракорпоральній циркуляції	156
7.3. Ендокорпоральні органи	159
7.3.1. Системи підтримки серцевої функції	159
7.3.2. Системи підтримки функції легень.....	167
7.3.3. Методи підтримки функцій нирок	175
7.3.4. Штучна підшлункова залоза.....	176
7.3.5. Слухові апарати.....	179
РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА	184

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

АПД – Автоматизований перитонеальний діаліз;
БАПД – Безперервний амбулаторний перитонеальний діаліз;
ВІВСМО – Високоінтегрований внутрішньосудинний мембранний оксигенатор;
ВСО – Внутрішньосудинний оксигенатор;
ГРДС – гострий респіраторний дистрес-синдром;
ЕОМ – Електронна обчислювальна машина;
КТ – Компютерна томографія;
ПЗ – Програмне забезпечення
ПММА – Поліметилметакрилат;
САПР – Система автоматизованого проектування;
СЛШ – Серцево-легеневе шунтування;
ЧПЕ – Черезшкірна передача енергії;
ШВЛ – Штучна вентиляція легень;
ШПД – Шлуночковий допоміжний пристрій;
ШС – Штучне серце;
MARS – Система рециркуляції молекулярних адсорбентів
SPAD – Одноразовий діаліз альбуміну .

ВСТУП

Швидкий розвиток медичних технологій і все більш активне використання в них останніх досягнень суміжних наук дозволяють сьогодні вирішувати такі задачі, які ще декілька років тому здавалися нездійсненними. У тому числі – і в області створення штучних органів, здатних все більш успішно замінювати свої природні прототипи.

Навчальна дисципліна «Протезування та штучні органи» вивчає застосування принципів інженерної механіки і біоматеріалознавства для дослідження і моделювання структури і функції опорно-рухового апарата і проектування штучних протезів його частин, вчить проводити дослідження, розробку, застосування, інженерний супровід засобів і технологій спрямованих на відновлення втрачених органів, частин органів та їх функцій з метою підвищення якості життя людей з фізичними вадами і обмеженнями. Та застосування набутих знань у галузі біомедичної інженерії.

Навчання з дисципліни «Протезування та штучні органи» здійснюється на основі студентоцентрованого підходу та стратегії взаємодії викладача та аспіранта з метою засвоєння аспірантами матеріалу та розвитку у них практичних навичок.

Під час навчання з дисципліни «Протезування та штучні органи» застосовуються:

- метод проблемно-орієнтованого навчання;
- стратегія активного навчання, за якою зв'язок педагога з аспірантами здійснюється за допомогою опитувань, самостійних, контрольних робіт, тестів тощо.
- особистісно-орієнтовані розвиваючі технології, засновані на активних формах і методах навчання (командна робота (team-based learning), парна робота (think-pair-share), метод мозкового штурму, тощо);
- евристичні методи (методи створення ідей, методи вирішення творчих завдань, методи активізації творчого мислення).

Для більш ефективної комунікації з метою розуміння структури навчальної дисципліни «Протезування та штучні органи» і засвоєння

матеріалу використовується електронна пошта, платформа дистанційного навчання "Сікорський" на основі системи Moodle КПП-Телеком та сервіс для проведення онлайн-нарад ZOOM, за допомогою яких:

- спрощується розміщення та обмін навчальним матеріалом;
- здійснюється надання зворотного зв'язку заспірантами стосовно навчальних завдань та змісту навчальної дисципліни;
- оцінюються навчальні завдання аспірантів;
- ведеться облік виконання аспірантами плану навчальної дисципліни, графіку виконання навчальних завдань та їх оцінювання.

Під час навчання та для взаємодії з аспірантами використовуються сучасні інформаційно-комунікаційні та мережеві технології для вирішення навчальних завдань, а також навчальне обладнання (проектор та електронні презентації для лекційних та практичних занять).

Дисципліна «Протезування та штучні органи» має міждисциплінарний характер. Вона забезпечує здобуття компетентностей прикладних досліджень та конструювання за напрямком протезування та штучні органи. За структурно-логічною схемою програми підготовки доктора філософії дисципліна «Протезування та штучні органи» тісно пов'язана з дисциплінами за напрямками організація науково-інноваційної діяльності, мовно-практичної підготовки, сучасні наукові дослідження в біомедичній інженерії, біомедична інженерія та технології. Їй безпосередньо передують дисципліна «Біомедична інженерія та технології».

Отримані практичні навички та засвоєні теоретичні знання під час вивчення навчальної дисципліни «Протезування та штучні органи» можна використовувати при підготовці дисертаційного дослідження та в подальшій практичній роботі та.

Необхідні навички

1. Прикладного застосування знань організації науково-інноваційної діяльності;
2. Створення та реалізації планів підвищення конкурентоздатності продукції на внутрішньому і зовнішньому ринках;

3. Реалізації ринкових законів оновлення номенклатури протезної, ортезної продукції та штучних органів, що випускається;

4. Збереження науково-технічного потенціалу.

Програмні результати навчання

В результаті вивчення навчальної дисципліни «Протезування та штучні органи» студенти зможуть:

1. розуміти та використовувати технології розробки, виробництва обслуговування та експлуатації протезів та штучних органів;

2. знати основні шляхи підвищення конкурентоздатності протезів та штучних органів на внутрішньому і зовнішньому ринках;

3. уміти використовувати загальні принципи оновлення номенклатури продукції, що випускається;

4. уміти здійснювати пошук та узагальнення інформації з питань організації науково-інноваційної діяльності за напрямком протезування та штучні органи;

5. проводити заходи щодо збереження науково-технічного потенціалу за напрямком протезування та штучні органи.

Навчальна дисципліна «Протезування та штучні органи» може викладатися для більшості аспірантів з особливими освітніми потребами, окрім осіб з серйозними вадами зору, які не дозволяють виконувати завдання за допомогою персональних комп'ютерів, ноутбуків та/або інших технічних засобів.

1) Знати:

- історію, основні етапи розвитку і сучасні проблеми розробки приладів для заміщення і підтримки життєво-важливих функцій організму;

- вимоги до матеріалів, які застосовуються для конструювання і виготовлення штучних органів;

- подібності та відмінності функціональних систем людського організму та інженерно-технічних пристроїв і технологій їх заміщення та підтримки;

- методи розрахунку та експериментального визначення параметрів і характеристик елементів систем життєзабезпечення.

2) Уміти:

- оцінювати функціональні можливості пристроїв для інтра- та екстракорпоральної підтримки фізіологічних функцій;
- попереджати негативні наслідки застосування штучних органів;
- формувати та обґрунтовувати медико-технічні вимоги до апаратури для заміщення і підтримки життєво-важливих функцій організму.
- проводити вимірювання основних технічних характеристик штучних органів;
- виконувати розрахунок режимів роботи апаратури, що використовує екстракорпоральні технології.

1. ПРЕДМЕТ, ЦІЛЬ І ЗАДАЧІ КУРСУ. ВИЗНАЧЕННЯ. ІСТОРИЧНІ ВІДОМОСТІ. ОСНОВНІ ВІДОМОСТІ ПРО АПАРАТИ І СИСТЕМИ ЗАМІЩЕННЯ ВТРАЧЕНИХ ОРГАНІВ ТА ФУНКЦІЙ ЛЮДИНИ. ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ

Протезування – медико-технічна дисципліна, що займається питаннями компенсації відсутньої або лікуванням порушеної функції органів опори і руху за допомогою спеціальних механічних пристроїв – протезів. Протезування, що є суміжною дисципліною між медициною і технікою, тісно пов'язане з ортопедією, травматологією і відновлювальною хірургією. Хоча протезування як окрема дисципліна відокремилась у ХІХ столітті, відомості про нього трапляються ще у стародавні часи – у грецького історика Геродота, римського історика Плутарха та інших.

Розрізняють такі основні види протезування:

- *анатомічне* – виготовлення штучних кінцівок – протезів рук і ніг, зубів, очей, носа, молочних залоз і ін; у тому числі:
 - *ендопротезування* – імплантація штучних матеріалів (судин, суглобів) у внутрішнє середовище організму;
 - *екзопротезування* – це протези, що закріплюються зовні.
 - *ектопротезування* – це косметичні протези, що закріплюються зовні та виконані з різноманітних матеріалів і покликані відновити зовнішній вигляд втраченої частини тіла. Ектопротези не виконують функції імітованого органу.

Протезування зубів – на даний момент поділяють на такі види як: мікропротезування, знімне протезування і незнімне протезування, «протезування на імплантатах», бюгельне протезування, мостовидне протезування, умовно-знімне протезування.

У більш широкому сенсі протезами вважаються пристрої, які можуть бути включені в більш широку категорію медичних виробів: лікувальне протезування – ортези (ортопедичні вироби) – корсети, взуття, бандажі та ін. Окремим видом протезування є виготовлення слухових апаратів.

Перша згадка про протези зустрічається в Рігведі, яка повідомляє, що войовниця в бою втратила ногу, і для неї виготовили залізну ногу. Стародавні єгиптяни були знайомі з протезуванням, про що свідчить мумія Нового Царства з дерев'яним пальцем.

Довгий час протезування розвивалося слабо. Знамениті піратські крюки і дерев'яні ноги – ранні форми протезів.

Після розвитку механіки, ближче до сучасності, стали з'являтися більш досконалі типи протезів, добре імітуючі втрачену частину тіла або навіть здатні рухатися за рахунок вбудованих механізмів. Але це були лише протези зовнішніх частин тіла, протези внутрішніх органів з'явилися вже в століття електроніки, а сучасна медицина, можливо, взагалі виключить протезування завдяки новітнім технологіям стовбурових клітин.

Крім протезів кінцівок в сучасній медицині поширені процедури протезування суглобів, зубів і також косметичні протези очей та інших частин тіла. Косметичні протези допомагають людям спілкуватися з особами, які не звикли спілкуватися з понівеченими людьми без зайвої емоційності. Крім протезування як такого, хірурги знаходили різні рішення часткового повернення функціональності знівеченим кінцівкам. Так, німецький лікар Герман Крукенберг розробив (відразу після Першої світової війни) руку Крукенберга – своєрідну «клешню», яка робиться з кінців променевої та ліктьової кісток у поранених з травматичною ампутацією кисті.



Рис. 1.1 Стародавній протез пальця на нозі (Єгипет)

Протези були винайдені ще в далекій давнині. Прототип штучних ніг – милиця, підставка замість втраченої нижньої кінцівки, збереглася до нашого часу.



Рис. 1.2 Протез XIX століття

Штучні руки в XIX ст. поділялися на «робочі руки» і «руки косметичні», або предмети розкоші. Для муляра або чорнороба обмежувалися накладенням на передпліччя або плече бандажа шкіряної гільзи з арматурою, до якої прикріплювався відповідний професії робочого інструмент – кліщі, кільце, гачок. Косметичні штучні руки, дивлячись по заняттях, способу життя, ступеню освіти і іншим умовами, бували більш-менш складні. Штучна рука могла мати форму природної, у витончених рукавичках, здатна виробляти тонкі роботи; писати і навіть тасувати карти (як відома рука генерала Давидова). Якщо ампутовано передпліччя, тобто рівень ампутації не досяг ліктьового суглоба, то за допомогою штучної руки можливо було повернути функцію верхньої кінцівки; але якщо ампутовано плече, то робота рукою була можлива лише за посередництва об'ємистих, вельми складних і вимагаючих великого зусилля апаратів. Крім останніх, штучні верхні кінцівки складалися з двох шкіряних або металевих гільз для верхнього плеча та передпліччя, які над ліктьовим суглобом були рухомо з'єднані в шарнірах за допомогою металевих шин. Кисть була зроблена з легкого дерева і нерухомо прикріплена до передпліччя або ж рухлива. У суглобах кожного пальця перебували пружини.

В СРСР роботи по створенню протезів верхніх кінцівок, керованих біоелектричними сигналами від кукси, були розпочаті в 1956 році. Промисловий випуск протезів передпліччя з біоелектричним управлінням в СРСР було розпочато в 1961 році.

Прикладом сучасного біонічного протезу руки, розробленого в США в 2014 році, є DEKA Arm – 3 (рис. 1.3).

У 2015 році в США почалися продажі недорогих протезів рук, розроблених в Іллінойському університеті в Урбані-Шампейн. Дешевизна досягається використанням 3D-друку.

У 2015 році компанія молодих розробників з Новосибірська створила технологію виробництва роботизованого протеза кисті, який буде втричі дешевше німецького і в сім разів дешевше англійського аналога. Це стало можливо завдяки відмові від дорогих матеріалів. Карбон і титан новосибірські розробники замінили полімерами і більш дешевими металевими сплавами. Крім того, у виробництві використовується 3D-друк.

У лютому 2015 року російська компанія MaxBionic представила найменший біонічний протез в Росії для дітей.

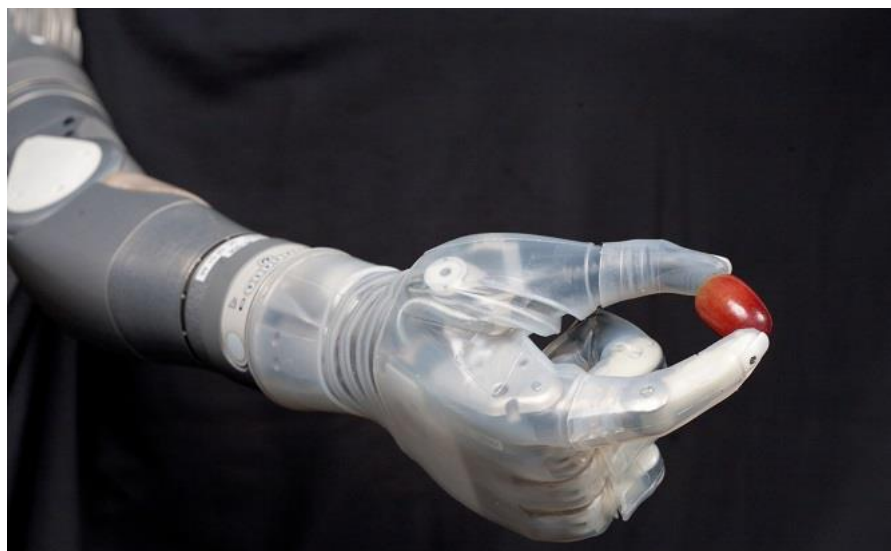


Рис. 1.3 DEKA Arm – 3

Вченими з Технологічного університету Чалмерса (Гетеборг, Швеція) спільно з біотехнологічною фірмою Integrum AB вдалося підключити протезну руку, створену в рамках європейської дослідницької програми по протезуванню, безпосередньо до нервів і м'язів. Хірурги прикріпили протез

до двох кісток передпліччя (променевої та ліктьової) жінки за допомогою титанових імплантатів, а потім підключили 16 електродів до її нервів і м'язів. Завдяки цьому вона змогла контролювати рухами руки за допомогою головного мозку (думок). У неї виходило зав'язувати шнурки і набирати текст на клавіатурі.

Вперше протез C-Leg був показаний Otto Bock Orthopedic Industry на всесвітній конференції з ортопедії в Нюрнберзі в 1997 році.

C-Leg використовує гідроциліндри для управління згинанням коліна. C-Leg є аббревіатурою від 3C100, номера моделі оригінального протеза, але як і раніше застосовується до всіх Otto Bock протезів колінного суглоба з мікропроцесорним управлінням. Функції C-Leg завдяки різним технологічним пристроям об'єднані в компоненти протеза. C-Leg використовує датчик кута коліна для вимірювання кутового положення і кутової швидкості згинання суглоба. Вимірювання проводяться до п'ятдесяти разів на секунду. Датчик кута коліна розташовується прямо на осі обертання коліна. C-Leg контролює опір згинанню і розгинання коліна за допомогою гідравлічного циліндра.



Рис. 1.4 C-Leg (Otto Bock)

Ендопротезування

При наявності показань до операції методом вибору може бути застосоване ендопротезування суглобів. В даний час розроблені і успішно застосовуються ендопротези кульшового та колінного суглобів. При остеопорозі ендопротезування здійснюється конструкціями з цементним

кріпленням. Подальше консервативне лікування колінного суглоба сприяє зниженню термінів реабілітації оперованих хворих і підвищенню ефективності лікування.

Ендопротезування тазостегнового суглобу. Тазостегновий суглоб – найбільший і сильно навантажений суглоб. Він складається з головки стегнової кістки, артикулюється з увігнутою округлою вертлюжною западиною в кістці таза. Показаннями до тотального ендопротезування кульшового суглоба є патологічні зміни, які викликають стійке порушення функції з високим больовим синдромом і контрактурою. Метою тотального ендопротезування кульшового суглоба є зменшення больового синдрому і відновлення функції суглоба. Дана операція є ефективним способом відновлення функції суглоба, що дозволяє значно поліпшити якість життя людини. При тотальному ендопротезуванні замінюється проксимальний відділ стегна і вертлюжноа западина. Уражені ділянки суглоба замінюються на ендопротез, що повторює анатомічну форму здорового суглоба і дозволяє виконувати необхідний обсяг рухів. У вертлюжну западину імплантується ацетабулярна чашка. В подальшому мається на увазі остеоінтеграція кістки в компоненти протеза. У чашку встановлюється поліетиленова або керамічна вставка (оксид алюмінію), звана вкладишем. У стегно імплантується ніжка з конусом на шийці для кріплення головки ендопротеза. Головка буває керамічною або виконаною з різних сплавів. Стегновий компонент (ніжка) ендопротеза буває цементної фіксації – і тоді кріпиться в стегні за допомогою спеціального полімерного матеріалу (кісткового цементу), а буває безцементної фіксації (pressfit) і як правило має пористе покриття для можливості остеоінтеграції кістки в компоненти протеза. Цементна фіксація більш придатна для літніх людей.

Імпланти – клас виробів медичного призначення, які використовуються для імплантації в організм або в ролі протезів (замінників відсутніх органів людини), або в якості ідентифікатора (наприклад, чіп з інформацією про домашню тваринку, вживлюваний під шкіру).

Імпланти стоматологічні – вид імплантів, використовуваних для імплантації в кістки верхньої та нижньої щелепи в якості основи для прикріплення як знімних, так і незнімних стоматологічних протезів.

Нейронні протези є електронними імплантатами, які можуть відновити рухові, чутливі і пізнавальні функції, якщо вони були втрачені в результаті травми або хвороби. Прикладом таких пристроїв може служити кохлеарний імплантат. Мікрофон, встановлений зовні, вловлює звуки і обробляє їх; тоді як оброблений сигнал передається на імплантований блок, який через мікроелектродний масив стимулює волокна слухового нерва в равлику. За допомогою заміни або посилення втрачених почуттів, ці пристрої мають намір поліпшити якість життя для людей з обмеженими можливостями.

Біонічний протез дозволяє людині, яка їм користується, не тільки рухати рукою, але і відчувати предмети яких вона торкається. Цей революційний проект був представлений на конференції, організованій Агентством перспективних досліджень в області оборони Америки. Після того, як дослідники з лабораторії прикладної фізики в університеті Джона Хопкінса вживили електроди в мозок добровольця, паралізованого травмою спинного мозку, він зміг не тільки контролювати рух руки, але відчувати, коли люди в лабораторії торкалися різних пальців на протезі руки. В процесі тестування біонічної руки доброволець, навіть із зав'язаними очима зміг визначити, якого з пальців руки-протеза торкаються.

Біонічними протезами і раніше можна було керувати за допомогою сигналів мозку, проте тільки зараз вдалося домогтися результату при якому сигнали з протеза обробляються мозком. Цей ефект отриманий за рахунок електродів, імплантованих в сенсорну і рухову кору головного мозку.

У 2011 році перший критичний момент стався в короткій історії протезування мозку: був розроблений перший імплантат пам'яті. Хоча людські експерименти все ще знаходяться в планах на майбутнє, тести на щурах дали несподівані результати. Пристрій складався з мікропроцесора і 32 електродів для перехоплення, реплікації і декодування імпульсного коду, який один шар мозку посилає іншому. Дослідники використовували два важелі для тестування. Завдання щурів полягало в тому, щоб перемістити

один важіль, а потім через короткий час перемістити інший. Виявилося, що після фармакологічного блокування мозкових імпульсів щурів і відправки однакових імпульсів за допомогою приладів тварина «запам'ятовує», який важіль вибрати. Хоча перші спроби були дуже примітивними, дослідники говорять, що майбутнє використання цієї технології в більш складних проектах допоможе поліпшити пам'ять у людей.

Одним з важливих напрямків сучасної медицини – є створення штучних органів.

Штучні органи – це створені людиною органи-імплантанти, які можуть замінити справжні органи тіла. Незважаючи на те що практично всі експериментальні «моделі» знаходяться в розробці, схоже, що незабаром вчені створять справжню людину зі штучних органів.

Сучасна медична техніка дозволяє замінювати повністю або частково хворі органи людини. Електронний водій ритму серця, підсилювач звуку для людей, які страждають на глухоту, кришталік зі спеціальної пластмаси – ось тільки деякі приклади використання техніки в медицині. Дедалі більшого поширення набувають також біопротези, що приводяться в рух мініатюрними блоками живлення, які реагують на біоструми в організмі людини.

Під час складних операцій, що проводяться на серці, легенях або нирках, неоціненну допомогу медикам надають «Апарат штучного кровообігу», «Штучні легні», «Штучне серце», «Штучна нирка», які приймаючи на себе функції оперованих органів, дозволяють на час призупинити їх роботу.

«Штучні легені» являють собою пульсуючий насос, який подає повітря порціями з частотою 40-50 разів на хвилину.

Вітчизняні вчені та конструктори розробили ряд моделей під загальною назвою «Пошук». Це чотирикамерний протез серця з шлуночками мішечкуватого типу, призначений для імплантації в ортотопічну позицію. У моделі розрізняють ліву і праву половини, кожна з яких складається з штучного шлуночка і штучного передсердя. Складовими елементами штучного шлуночка є: корпус, робоча камера, вхідний і вихідний клапани.

Корпус шлуночка виготовляється із силіконової гуми методом нашарування. Матриця занурюється в рідкий полімер, виймається і висушується – і так раз за разом, поки на поверхні матриці не створюється багатошарова плоть серця. Робоча камера за формою аналогічна корпусу. Її виготовляли з латексної гуми, а потім з силікону. Конструктивною особливістю робочої камери є різна товщина стінок, в яких розрізняють активні і пасивні ділянки. Конструкція розрахована таким чином, що навіть при повній напрузі активних ділянок протилежні стінки робочої поверхні камери не стикаються між собою, чим усувається травма формених елементів крові.

Українські конструктори, незважаючи на всі труднощі, продовжують створювати нові сучасні конструкції, які будуть значно дешевше закордонних зразків.

Одна з кращих на сьогодні зарубіжних систем «Штучне серце» «Новакор» коштує 400 тисяч доларів. З нею можна цілий рік вдома чекати операції. У кейсі-валізці «Новакора» знаходяться два пластмасових шлуночка. На окремому візку зовнішній сервіс комп'ютер управління, монітор контролю, який залишається в клініці на очах у лікарів.

Апарати «Штучна нирка» працюють вже досить давно і успішно застосовуються медиками. Ще в 1837 році, вивчаючи процеси руху розчинів через напівпроникні мембрани, Т. Гріх вперше застосував і увів у вживання термін «діаліз». Але лише в 1912 році на основі цього методу в США був сконструйований апарат, за допомогою якого його автори проводили в експерименті видалення саліцилатів з крові тварин.

Для запобігання згортання крові використовували гірудин – поліпептид, що міститься в секреті слинних залоз медичної п'явки.

Які б не були удосконалення в цій області, принцип поки залишається одним і тим же. У будь-якому варіанті «штучна нирка» включає в себе напівпроникну мембрану, з одного боку якої тече кров, а з іншого боку – сольовий розчин. Для запобігання згортання крові використовують антикоагулянти – лікарські речовини, що зменшують згортання крові. В цьому випадку відбувається вирівнювання концентрацій низькомолекулярних сполук іонів, сечовини, креатиніну, глюкози, інших

речовин з малою молекулярною масою. При збільшенні пористості мембрани виникає переміщення речовин з більшою молекулярною масою. Якщо ж до цього процесу додати надлишковий гідростатичний тиск з боку крові або негативний тиск з боку омиваючого розчину, то процес перенесення буде супроводжуватися і переміщенням води – конвекційний масообмін. Для перенесення води можна скористатися і осмотичним тиском, додаючи в діалізат осмотично активні речовини. Найчастіше з цією метою використовували глюкозу, рідше фруктозу і інші цукри, і ще рідше продукти іншого хімічного походження. При цьому, вводячи глюкозу в великих кількостях, можна отримати дійсно виражений дегідратаційний ефект, проте підвищення концентрації глюкози в діалізаті вище деяких значень не рекомендується через можливість розвитку ускладнень.

У 1925 році Дж. Хаас провів перший діаліз у людини, а в 1928 році він же використав гепарин, оскільки тривале застосування гірудина було пов'язано з токсичними ефектами, та й сам його вплив на згортання крові був нестабільним. Вперше ж гепарин був застосований для діалізу в 1926 році в експерименті Х. Нехельсом і Р. Лімом.

В 1938 році вперше для гемодіалізу був застосований целофан, який в наступні роки тривалий час залишався основною сировиною для виробництва напівпроникних мембран.

Перший же апарат «штучна нирка», придатний для широкого клінічного застосування, був створений в 1943 році В.Колффом і Х.Берком.

У 1960 році Ф.Кілл сконструював дуже вдалий варіант плоскопараллельного діалізатора з пластинами з поліпропілену, і протягом ряду років цей тип діалізаторів та його модифікації поширилися по всьому світу, зайнявши провідне місце серед всіх інших видів діалізаторів. Потім процес створення більш ефективних гемодіалізаторів і спрощення техніки гемодіалізу розвивався в двох основних напрямках. Конструювання самих діалізаторів, причому домінуюче становище з часом зайняли діалізатори одноразового застосування, і використання в якості напівпроникної мембрани нових матеріалів. Діалізатор – серце «штучної нирки», і тому основні зусилля хіміків і інженерів були завжди спрямовані на

вдосконалення саме цієї ланки в складній системі апарату в цілому. Однак, технічна думка не залишала без уваги і апарат.

1960-х роках виникла ідея застосування так званих центральних систем, тобто апаратів «штучна нирка», в яких діалізат готували з концентрату – суміші солей, концентрація яких в 30-34 рази перевищувала концентрацію їх в крові хворого.

Комбінація діалізу «на злив» і техніка рециркуляції були використані в ряді апаратів «штучна нирка», наприклад американською фірмою «Travenol». У цьому випадку близько 8 літрів діалізата з великою швидкістю циркулювало в окремій ємності, в яку був поміщений диализатор, і в яку щохвилини додавали по 250 мілілітрів свіжого розчину і стільки ж виливали в каналізацію.

На перших порах для гемодіалізу використовували просту водопровідну воду, потім через її забруднення, зокрема мікроорганізмами, пробували застосовувати дистильовану воду, але це виявилось дуже дорогим і малопродуктивним. Радикально питання було вирішене після створення спеціальних систем з підготовки водопровідної води, куди входять фільтри для її очищення від механічних забруднень, заліза і його оксидів, кремнію та інших елементів, іонообмінні смоли для усунення жорсткості води і установки так званого «зворотного» осмосу.

Багато зусиль було витрачено на вдосконалення моніторних систем апаратів «штучна нирка». Так, крім постійного спостереження за температурою діалізата, стали постійно спостерігати за допомогою спеціальних датчиків і за хімічним складом діалізата, орієнтуючись на загальну електропровідність діалізата, яка змінюється при зниженні концентрації солей і підвищується при збільшенні такої. Після цього в апаратах «штучна нирка» стали застосовувати іоно-селективні проточні датчики, які постійно стежили б за іонною концентрацією. Комп'ютер же дозволив управляти процесом, вводячи з додаткових ємностей відсутні елементи, або міняти їх співвідношення, використовуючи принцип зворотного зв'язку.

Нещодавно вчені створили прилади, які допомагають людям, які втратили зір – повністю або частково.

Чудо-окуляри, наприклад, розроблені в науково-впроваджувальній виробничій фірмі «Реабілітація» на основі технологій, що використовувалися раніше лише у військовій справі. Подібно нічному прицілу, прилад діє за принципом інфрачервоної локації. Чорно-матові скельця окулярів насправді являють собою пластини з оргскла, між якими укладено мініатюрний локаційний пристрій. Весь локатор разом з оправою важить близько 50 грамів – приблизно стільки ж, скільки і звичайні окуляри. І підбирають їх, як і окуляри для зрячих, строго індивідуально, щоб було і зручно, і красиво. «Лінзи» не тільки виконують свої прямі функції, але і прикривають дефекти очей. З двох десятків варіантів кожен може вибрати для себе найбільш підходящий. Користуватися окулярами зовсім не важко: треба вдягнути їх і включити живлення. Джерелом енергії для них служить плоский акумулятор розмірами з сигаретну пачку. Тут же, в блоці, поміщається і генератор. Випромінювані їм сигнали, натрапивши на перешкоду, повертаються назад і уловлюються «лінзами-приймачами». Прийняті імпульси посилюються, порівнюються з граничним сигналом, і, якщо є перешкода, негайно звучить зумер – тим голосніше, чим ближче підійшла до неї людина. Дальність дії приладу можна регулювати, використовуючи один з двох діапазонів.

Роботи зі створення електронної сітківки успішно ведуться американськими фахівцями НАСА і Головного центру при університеті Джона Хопкінса.

І, нарешті, останнє слово науки на сьогоднішній день – спроба методами сучасної мікротехнології створити нові чутливі центри на пошкодженій сітківці. Такими операціями займаються зараз в Північній Кароліні. Спільно з фахівцями НАСА вони створили перші зразки субелектронної сітківки, яка безпосередньо імплантується в око.

2. ЕКЗОПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК. СИСТЕМА ПРОТЕЗІВ

Деякі люди можуть зазнавати труднощів при використанні рук через недоліки або вади в їх тілі. Дану проблему вирішують за рахунок Екзопротезування або ортезування верхніх кінцівок. Ортез і протез – це два типи пристроїв, які допомагають у реабілітації пацієнтів.

Ортез верхньої кінцівки це пристрій, що використовується для корекції або поліпшення використання руки. В той час як протез замінює її.



Рис. 2.1 Ортез та протез верхньої кінцівки

2.1. Функціональна анатомія і біомеханіка руки і кисті

Плечовий суглоб

У плечовому суглобі з'єднується досить плоска суглобова западина лопатки з великою голівкою плечової кістки. Цей кулястий суглоб – самий рухливий суглоб тіла, так як суглобова капсула об'ємна і зв'язки слабкі.

Рухи в плечовому суглобі:

- відведення і приведення плеча щодо передньо-задньої осі, що лежить в сагітальній площині,
- піднімання і опускання щодо осі, що лежить у фронтальній площині
- ротація назовні і досередини щодо осі, що проходить уздовж плечової кістки.

ліктьовий суглоб

У ліктьовому суглобі об'єднуються три суглоба в одній суглобовій капсулі

- плечоліктьовий,
- плечопроменевий,
- проксимальний променеволіктьовий суглоб

Рух в плечоліктьовому суглобі здійснюється відповідно будовою суглоба навколо однієї осі. Це типовий блоковідний (шарнірний) суглоб. У ньому соовершается згинання та розгинання.

Плечопроменевий суглоб по своїй анатомічній будові кулястий, але він в змозі тільки обертатися і згинатися.

Проксимальний променеволіктьовий суглоб є циліндричним суглобом. У ньому покрита хрящем проксимальна поверхню променевої кістки обертається відносно нерухомої ліктьової кістки.

Проксимальний променезап'ястковий суглоб

У проксимальному променевозап'ястному суглобі, в двухосному суглобі, яйцеподібна западина променевої кістки зчленовується з опуклими проксимальними суглобовими поверхнями першого (проксимального) ряду кісток зап'ястя. Ліктьова кістка в цей суглоб не входить.

Такого роду будова забезпечує згинання кисті в напрямку долонні і розгинання в тильну сторону (дорсально) навколо поперечної осі.

Навколо вертикально стоячої тильно долоневої осі відбувається приведення в сторону великого пальця і відведення в бік мізинця. У середині дистального променевозап'ястного суглоба, тобто між двома рядами кісток зап'ястя, рухливість незначна.

Зап'ястно-п'ястний суглоб

Зап'ястно-п'ястний суглоб великого пальця, є типовим сідлоподібним суглобом. Він дозволяє здійснювати рухи навколо двох осей. а саме, приведення і відведення щодо другого (вказівного) пальця, протиставлення, іншим пальцям і повернення в початкове положення.

Ця вільна рухливість великого пальця відіграє велику роль у функції захвату кисті людини.

У відповідних суглобах між дистальними кістками зап'ястя і п'ястя інших чотирьох пальців рух незначне.

П'ястно-фалангові суглоби кисті

П'ястно-фалангові суглоби, поводяться як кулясті суглоби, адже можна, наприклад, розігнути вказівним пальцем здійснювати майже кругові рухи. Розігнуті пальці можна широко розставити в цих суглобах, однак, зігнуті пальці обмежуються в русі бічними зв'язками. У суглобах пальців кисті можливо майже виключно згинання та розгинання, тобто рух навколо однієї осі (типові блоковидні суглоби).

Функція захвату кисті

Функція руки і кисті здійсненна завдяки раціональній комбінації відхилень при виконанні рухів в суглобах. При цьому у плеча і ліктьового суглоба, в основному завдання підвести "кінцевий орган захвату – кисть" в найбільш вигідне становище до об'єкта захоплення.

Завдяки контуру регулювання володіє чутливими (тактильне почуття) і оптичними рецепторами зворотного зв'язку (зоровий контроль) як окремі рухи, так і комбінації рухів з метою виконання певного захвату контролюються і регулюються.

При ампутації верхньої кінцівки втрачається не тільки комплекс біомеханічних комбінацій складного інструменту схвата – кисті, а й 50% керуючої зворотного зв'язку, а саме тактильного відчуття.

Звідси впливають цікаві висновки для штучної кисті. Спочатку вона передбачена як допоміжна. Однак, через відсутність тактильного відчуття нею безумовно можна користуватися тільки при зоровому контролі і, отже, стає робочою кистю, в той час як здорова кінцівка переймає на себе тактильні відчуття.

Якщо ж розглянути можливості захвату штучної кисті, то варто перед цим познайомитися з різними формами захвату здорової кисті. За цур-Верту, і Хілгенфельдту розрізняють чотири форми захвату, які при самому акті захвату варіюються різним чином.

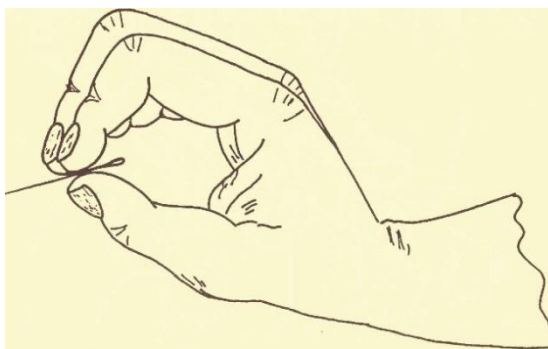


Рис. 2.2 Тонкий або щипковий захват



Рис. 2.3 Широкий, грубий або кулачний захват



Рис. 2.4 Крючковий схват або захват довгими пальцями

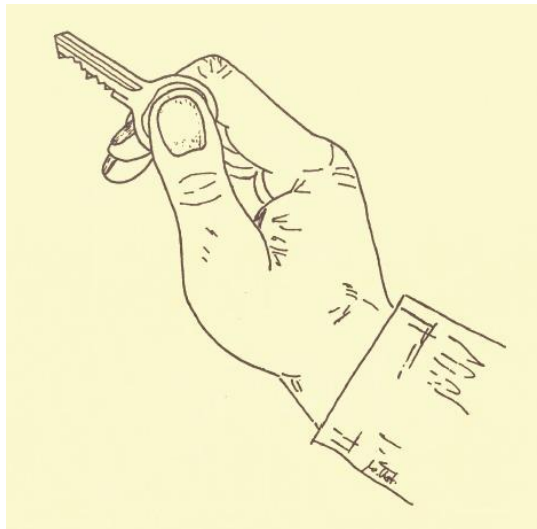


Рис. 2.5 Схват ключа або бічний захват

Досконалість здатності кисті схоплювати обумовлено здатністю протиставлення великого пальця іншим пальцях. При втраті великого пальця кисть позбавляється своєї важливої функції. Можливість захвату чотирма іншими пальцями обмежена, вона виражається, в основному, в так званому бічному захваті, в Крючковому захваті, в недосконалому жорсткому захваті і в незадовільному кінцевому захваті при спробі протиставити мізинець вказівному пальцю.

2.2. Рівні ампутації

Рівень ампутації визначає лікар перед операцією і залежить від причини ампутації. Для того, щоб визначити найбільш підходящий рівень ампутації для подальшого протезування, перед операцією рекомендується проконсультуватися з техніком-протезом.



Рис. 2.6 Рівні ампутації

Кожен рівень ампутації відповідає певним типам протезів. Для підбору оптимальної комплектації протеза технік-протезист враховує вік, зріст, вагу, ступінь активності, умови життя, особливості кукси кожного пацієнта. Технічний протезист та реабілітологи підберуть протез, який найкраще відповідає вашому стану. Вони навчать вас, як правильно оперувати та користуватися протезом. Зараз від цього залежать умови подальшого життя.

Ампутація зап'ястя

Існує кілька рівнів ампутації кисті. Вони варіюються від ампутації фаланги пальця до ампутації п'ясткової кістки або повної ампутації кисті.

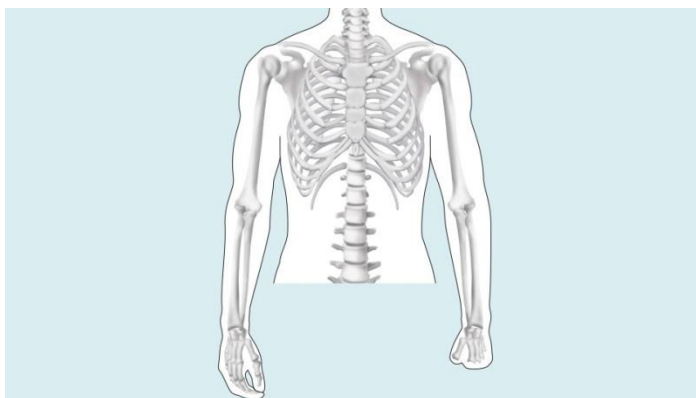


Рис. 2.7 Ампутація зап'ястя

У цих випадках протезування не завжди необхідне, оскільки протез часто обмежує функціональність збереженої кінцівки. Косметична силіконова оболонка є найпоширенішим протезом на цих рівнях ампутації.

Вичленення зап'ястя

При вичлененні зап'ястя ампутація відбувається в променево-зап'ястковому суглобі, на рівні між променевою кісткою і п'ястковою кісткою.

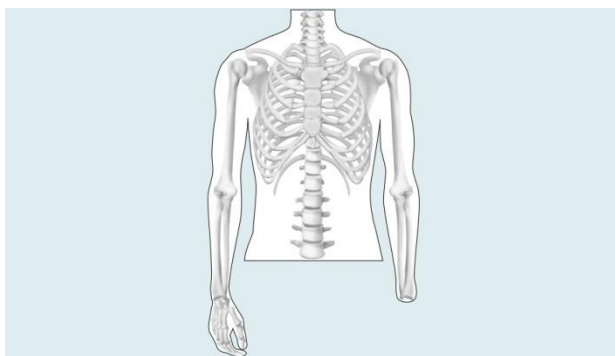


Рис. 2.8 Вичленення зап'ястя

Протез складається з приймальної втулки, яка закріплена на куксі, та механічного чи електронного зап'ястя. Замість електронного зап'ястя протез може бути виготовлений з електронним захопленням. До складу протеза також входять перехідники та з'єднувачі. Протез може бути виготовлений у косметичній оболонці, що зробить його вигляд природним.

Ампутація на рівні передпліччя

На рівні передпліччя ампутація відбувається через променеву та ліктьову кістки.

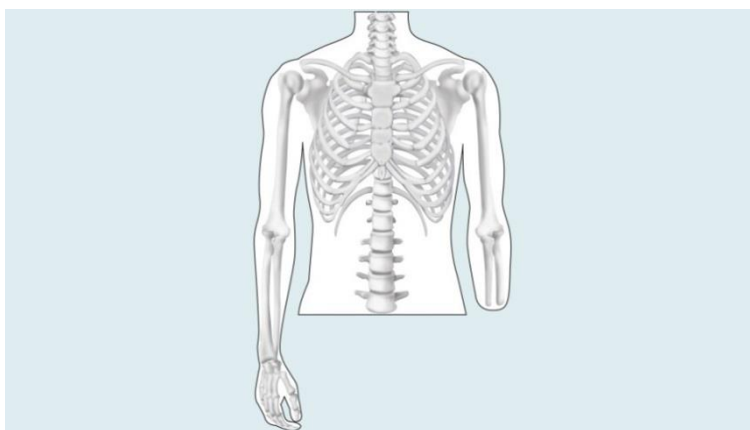


Рис. 2.9 Ампутація на рівні передпліччя

Протез передпліччя складається з приймальної втулки, яка закріплена на куксі, обертового елемента зап'ястя, електронного зап'ястя та електронного захоплення. До складу протеза також входять адаптери та з'єднувачі. Протез може бути виготовлений у косметичній оболонці, що дозволить виглядати природно.

Вичленення ліктьового суглоба

При вичлененні в ліктьовому суглобі проводять повне видалення передпліччя і кисті, а плечова кістка залишається.

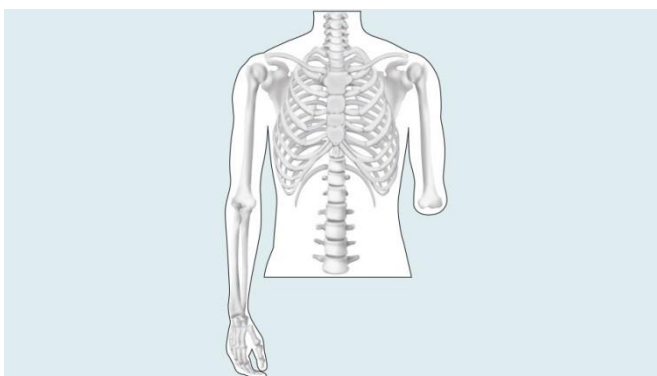


Рис. 2.10 Вичленення ліктьового суглоба

Протез складається з приймальної втулки, яка закріплена на куксі, ортопедичних шин, окремого елемента передпліччя, обертового елемента зап'ястя, електронного зап'ястя та електронного захоплення. До складу протеза також входять перехідники та з'єднувачі. Протез може бути виготовлений у косметичній оболонці.

Ампутація на рівні плечей

Ампутація на рівні плеча відбувається безпосередньо через плечову кістку.

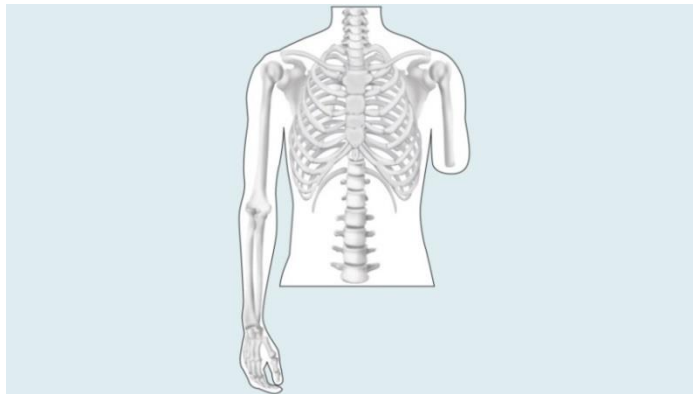


Рис. 2.11 Ампутація на рівні плечей

Протез складається з приймальної втулки, яка закріплена на куксі, модуля ліктьового суглоба з передпліччям, обертового елемента зап'ястя, електронного зап'ястя та електронного захоплення. До складу протеза також входять адаптери та з'єднувачі. Протез може бути виготовлений у косметичній оболонці.

Вичленення плечового суглоба

При вичлененні в плечовому суглобі ампутацію проводять через суглоб плечової кістки і лопатки.



Рис. 2.12 Вичленення плечового суглоба

Протез складається з приймальної втулки, яка закріплена на плечі та верхній частині тіла, плечового адаптера, окремого сполучного елемента плеча, ліктьового модуля з передпліччям, обертового елемента зап'ястя, електронного зап'ястя та електронного захоплення. До складу протеза також входять перехідники та з'єднувачі. Протез може бути виготовлений у косметичній оболонці.

2.3. Екзопротезування верхніх кінцівок, системи протезів

Протези верхніх кінцівок охоплюють великий діапазон різних конструкцій – від чисто косметичних протезів фаланг пальців аж до функціональних, з зовнішніми джерелами енергії і керованих за допомогою потенціалів дії м'язів, протезів після виокремлення плеча з багатьма шарнірами, які приводяться в рух двигунами.

Розрізняють дві основні групи протезів, а саме косметично-естетичні протези (пасивні протези) і виконуючі функціональні завдання (активні протези).

2.3.1. Косметичні протези

Косметичні протези – це так звані пасивні протези, так як вони або не виконують жодної функції захвату, або виконують тільки пасивну (вмикаються і вимикаються збереженою рукою) функцію тримання. Незважаючи на відсутність функції захвату, косметичні протези мають для ампутованих велике значення.

Факт фізичної вади тіла внаслідок втрати якоїсь частини кінцівки або всієї кінцівки ховається від суспільства. Ця косметично-естетична постановка задачі грає роль для психічної стабілізації, особливо для інвалідів жіночої статі, а також для тієї частини населення, яка зайнята на громадських роботах (працівники інформаційних служб, вахтери і т. д.). Цього не можна недооцінювати в процесі реабілітації.

У деяких країнах Південної Європи потреба в естетичній реабілітації виражена сильніше. В інших країнах, наприклад, тіло без вади – релігійна необхідність, або навіть засіб запобігання соціального презирства

(наприклад, коли відрубують руку злодієві в країнах Ісламу) або соціального помилкового тлумачення (втрата руки внаслідок аварії).

Поряд з названими психосоціальними завданнями протез верхньої кінцівки вирішує проблему балансування маси тіла. У ампутованих, які нехтують забезпеченням протезом, після деякого часу плече на ампутованій стороні стає піднесеним вище ніж зі збереженою кінцівкою і це веде до викривлення хребта.

У локомоційному акті кроку інерційна маса протеза виконує істотну задачу в гармонізації поперемінних ротацій плечей і таза. У інвалідів не забезпечених протезом не вистачає фізіологічного розмаху рухів плечей і таза, для них характерна "скована" ходьба.

Незважаючи на всі названі вище аргументи, безглуздо забезпечувати хворого косметичним протезом, якщо сам хворий в ньому не зацікавлений і байдужий по відношенню до протезування.

Косметичний протез привносить тільки незначну функціональну користь, наприклад, підтримка або пасивне утримання предмета гачковим захопленням. Так що той інвалід, який не надає особливого значення психосоціальним чинникам, не обов'язково повинен бути забезпечений таким протезом.

Косметичне протезування зовсім малих дітей і дітей молодшого віку потрібно розглядати під іншими критеріями: У дітей навіть допоміжна функція протеза запам'ятовується і служить для підготовки до функціонального протезу. Інвалід може згодом сам вирішувати питання про тип протезування. Раннє протезування наймовірно полегшує процес навчання користуванням протезом.

2.3.2. Функціональні протези

Серед функціональних протезів розрізняють пасивні та активні.

Пасивні функціональні протези

Пасивні функціональні протези можуть бути забезпечені спеціальними насадками, які виконують пасивну функцію захвату або утримання. Зміна

насадок, їх юстування, відкриття і закриття здійснюється здоровою рукою. Активна регуляція функції захвату на стороні ампутації не передбачена.

Так звані пасивні робочі протези витіснені сьогодні косметично досконалими конструкціями, які, правда, не володіють такою ж міцністю і простотою.

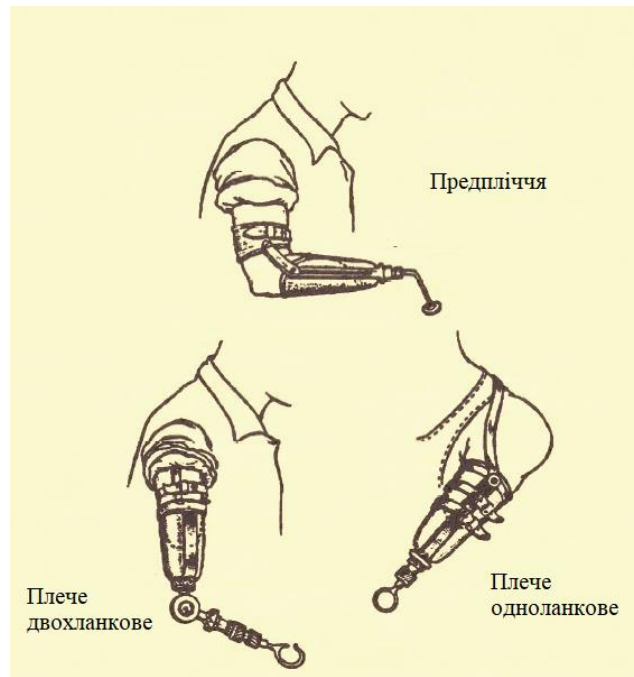


Рис. 2.13 Деякі види пасивних функціональних протезів

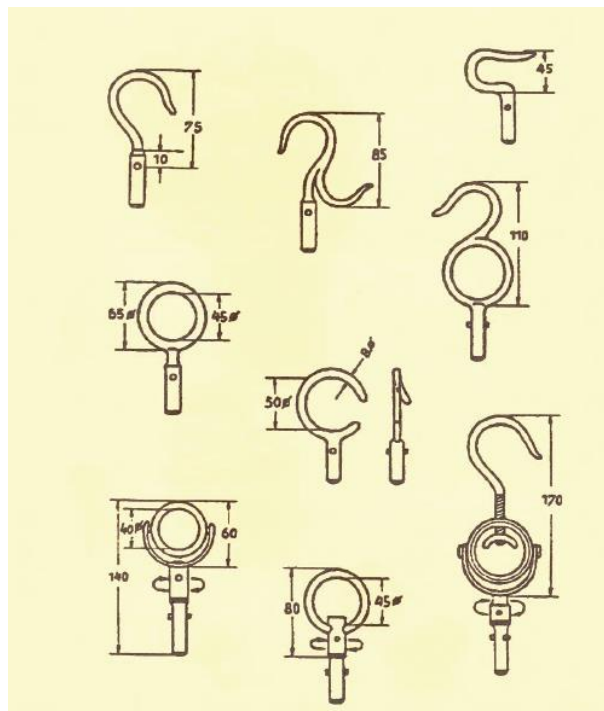


Рис. 2.14 Різноманітні гачки для пасивних функціональних протезів

Протези з тяговим управлінням (активні)

Наступна вища технологічна ступінь функціональних протезів верхніх кінцівок представлена протезами з тяговим управлінням.

На противагу до пасивних протезів, де необхідні спеціальні насадки для виконання різних робіт, протези з тяговим управлінням відрізняються тим, що орган захвату приводиться в рух гнучкими тягами, які передають зусилля до механізмів протеза.

Органом захвату може бути або протезна кисть (функція захвату між великим, вказівним і середнім пальцем), або спеціальний універсальний інструмент захвату, так зване захоплення, наприклад, з роздвеними гачками (багатоцільова функція захвату і утримання між гачками).

Тяговий канатик для розкриття інструменту захвату, а також можливі інші тяги для згинання ліктьового шарніра (у інвалідів з ампутованим плечем) і для фіксації та розфіксації (замок) шарніра активно управляються збереженими м'язами інваліда, які впливають на тасьму (наприклад, з пахвовою петлею) кріплення. На противагу до пасивних протезів інвалід може такими активними протезами активно захоплювати, утримувати і підносити столові прибори до роти. Функціональний вигащ, таким чином, значний, так як протез діє "автономно" і не залежить від здорової руки. Крім того, збережена рука в своїх функціях не порушена (підведення, утримання або зворотний зв'язок), якщо протез змінює своє положення або захват.

Для кукси передпліччя необхідна тяга для передачі зусиль і приведення в рух кисті протеза. Джерелами сили для тяги є, по-перше, мускулатура плеча при взаємодії розкриття штучної кисті зі згинанням і розгинанням, по-друге, хороший м'язовий канал двоголового м'яза плеча, і, по-третє, рух плечового пояса з накинutoю петлею, до якої прикріплена тяга.

Висота ампутації грає вирішальну роль при виборі виду протеза з функцією захвату. При забезпеченні протезом кукси плеча повинно бути організовано управління як мінімум трьома функціями:

- Активний рух кисті протеза
- Рух згинання передпліччя
- Активна фіксація і розфіксацію ліктьового шарніра.

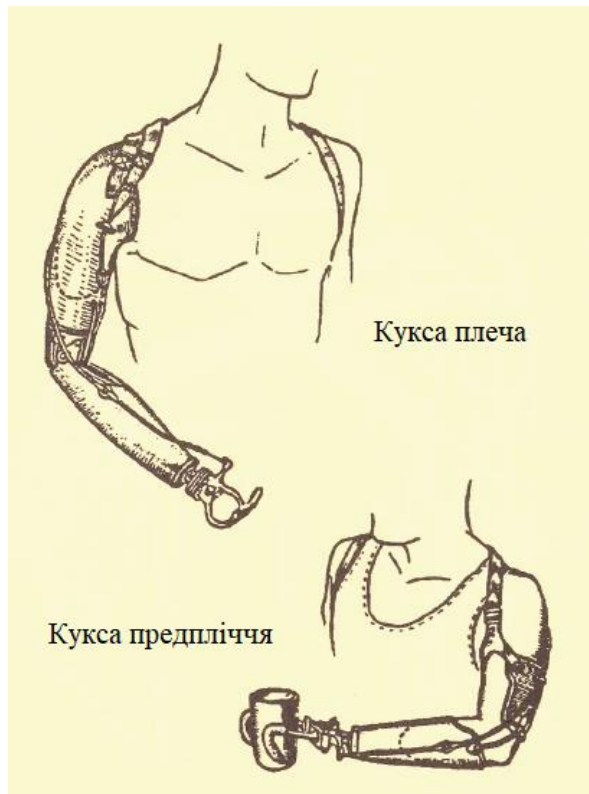


Рис. 2.15 Деякі види активних функціональних протезів

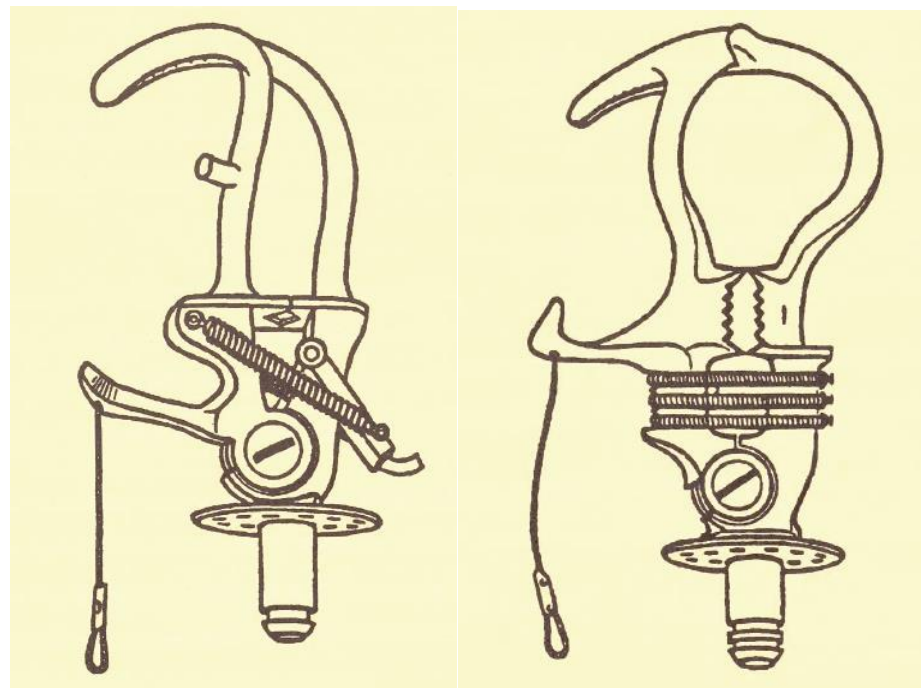


Рис. 2.16 Стандартний німецький захват, та робочий кільцевий захват

Для діяльності захвату джерелами сили є м'язи плечового пояса і збережена мускулатура кукси плеча в плечовому суглобі. Три названі функції можуть виконуватися абсолютно незалежно один від одного за допомогою

трьох тяг передачі зусиль при використанні трьох різних і незалежних видів руху. Є також можливість активно виконувати всі три функції при використанні тільки двох тяг передачі зусиль, коли одна з тяг виконує послідовно дві функції. Тому розрізняють кріплення протеза плеча з трьома і з двома тягами.

Протези з зовнішніми джерелами енергії (активні)

Активні протези з тяговим управлінням надають інвалідам значні переваги в порівнянні з пасивними протезами. У той час, як у протезів з тяговим управлінням і управління (кількісна зміна кута згинання-розгинання або розкриття-змикання) одним шарніром, і силове виконання руху здійснюється за допомогою діяльності м'язів, у протезів із зовнішніми джерелами енергії тільки ще імпульс управління (згинання – розгинання, пронація-супінація, розкриття-змикання) до електродів, клапану або вимикача повинен виходити від інваліда.

У цих системах з зовнішніми джерелами енергії для приведення в дію протеза використовували також стислий вуглекислий газ (CO_2). Сьогодні утвердилися міоелектричні протези, вони витіснили протези на основі вуглекислого газу, так як показали себе більш надійними і менш небезпечними.

Міоелектричні протези

Міоелектричні протези складаються з трьох конструктивних вузлів:

- індивідуальна ортопедична частина за зліпком або обчерком наприклад, гільза плеча, гільза передпліччя
- механічні напівфабрикати, наприклад, механічний плечовий шарнір, механічний або електромеханічний ліктьовий шарнір, механічний або електромеханічний шарнір пронації-супінації, електромеханічна кисть.
- напівфабрикати електричних та електронних вузлів наприклад акумулятор (батарея), електроди управління, підсилювальні каскади і вимикачі мотори для приведення в рух шарнірів.

Принцип дії міоелектричних протезів

За допомогою поверхневих електродів, накладених на шкіру (введених всередину м'язів або під шкіру) в місцях, знайдених індивідуально,

передаються біоелектричні потенціали м'язів на електронну систему управління протезом. Ці біоелектричні потенціали м'язів виникають при всякому скорочення (нарузі) скелетних м'язів і їх можна вимірювати досить чутливими вимірювальними приладами (мікрівольтний діапазон).

Контрольована інтенсивність активності м'язів, наприклад, згиначів або розгиначів плеча або передпліччя, може бути використана в якості команди на перемикання будь-якої функції протеза (згинання та розгинання електромеханічного ліктьового шарніра, розкриття і закриття або пронацію і супінацію кисті). Міоелектричні протези управляються, таким чином, не натисканням кнопки або перемикачем, а інтенсивністю активності м'язів. Але так як вона, в свою чергу, управляється нервовою системою, можна стверджувати, що цей вид протеза управляється "волею" інваліда, звідси і зрозуміло, що користування такого роду протезами для інвалідів здається більш "природним".

Сигнал, що приймається керуючими електродами, передається на мініатюрний підсилювач, який, в свою чергу, через мікроконтролер переводить відповідний двигун протеза в бажаний робочий стан. Електронна система допускає, в принципі, численні можливості перемикання і управління: цифрову або пропорційну схему, порогову схему, залежну від інтенсивності або від тривалості імпульсу та інші.

2.3.3. Протезування при різних рівнях ампутації

Протезування верхніх кінцівок можна класифікувати за рівнями ампутації.

Протези пальців

Протези пальців – це, в основному, космічні протези, які надягають на кукси фаланг пальців. Вони тримаються за рахунок сили тертя між куксою і еластичною гільзою, а також за рахунок легкого радіального натягу гумоподібного полівінілхлориду або силіконового матеріалу. Кромка в перехідній області протез-палець спущена нанівець і кріпиться кільцем на палець. При повній втраті пальця протезом зазвичай нехтують. Кріплення в такому випадку дуже не вигідне і функціонально протез не приносить ніяких

переваг, так як для великого пальця він не забезпечує стабільного протиупора. При втраті декількох пальців, особливо для функції протиставлення, інвалід повинен забезпечуватися косметичним або функціональним протезом на частину кисті.

Протез частини кисті

Протез частини кисті в залежності від величини втрати і наявності залишкових функцій кисті робиться в дуже різних варіантах.

Косметичний протез частини кисті складається з косметичної кисті, пальці якої заповнені жорстким пінопластом з дротяною арматурою. При наявності збережених пальців кисті вони виводяться з косметичної рукавички (в цих місцях пальці косметичної рукавички відрізаються і кромки отворів спускаються нанівець). Косметичний протез частини кисті, в залежності від ступеня ампутації, кількості і довжин збережених пальців, не грає або майже не грає ніякої функціональної ролі.

Функціональний протез частини кисті робиться не по косметичним критеріям, а, в першу чергу, функціональними аспектам. Втрачена функція захвату повинна бути відновлена протезом, хоча б для кінцевого схоплення. Залежно від рівня ампутації, кількості і довжини збережених пальців протез складається з двох шарнірно зчленованих між собою основних частин:

Протези кукси після виокремлення в променевозап'ястному суглобі

У порівнянні з куксою п'ястья культі після виокремлення в променевозап'ястному суглобі не вистачає функціональних активних рухів, які можна було б використовувати для захвату. Тобто функціонально така кукса не дуже придатна.

Протези передпліччя

Косметичні протези передпліччя складаються, в основному, з трьох груп: приймальня гільза (внутрішня і зовнішня), внутрішня протезна кисть, косметична рукавичка. Такі косметичні кисті в порівнянні з поширеними раніше звичайними дерев'яними, шкіряними, являють собою значний крок вперед в області психо-соціальної реабілітації інвалідів. Але так як вони служать тільки як «прикраси», не виконуючи крім косметичної ніякої іншої

функції, то область їх застосування обмежена. Для активного користування інвалід віддає перевагу активному робочому або міоелектричному протезу.

При протезуванні передпліччя домінують протези з міоелектричним управлінням. З численних, раніше описаних форм захвату, міоелектричний протез може здійснювати кінцевий захват в комбінації з пронацією і супінацією кисті (в залежності від довжини кукси управління здійснюється власними силами або за допомогою електродвигунів).

Протези плеча

Ампутацією плеча називають таку ампутацію, після якої культя буде коротше, ніж після виокремлення в ліктьовому суглобі, і довше, ніж культя після виокремлення в плечовому суглобі. Однак, з практичних міркувань куксу після ампутації по лінії надвиростків, протезувати краще як куксу після виокремлення в ліктьовому суглобі, а дуже коротку куксу плеча (коротше 4 см) – як куксу після виокремлення в плечовому суглобі.

Кукси плеча діляться на короткі (до $1/3$ довжини плечової кістки), середні (в середній третині плечової кістки), довгі (більше, ніж $2/3$ довжини плечової кістки). Унаслідок різниці довжин і властивостей кріплення кукси плеча забезпечуються протезом по-різному.

Протези після вичленення в плечовому суглобі

Протези після вичленення в плечовому суглобі дистально можуть відповідати принципово кожному описаному протезу плеча. Але оскільки плечовим шарніром протеза сьогодні поки ще неможливо управляти ні за допомогою тяг, ні за допомогою будь-якого зовнішнього джерела енергії, то протези цієї групи відрізняються значними функціональними обмеженнями і під питанням стоїть використання дистальних шарнірних вузлів або з тяговим управлінням, або з зовнішнім джерелом енергії.

2.4. Сучасні технології протезування верхніх кінцівок.

Зараз відомими виробниками біонічних протезів є: Ossur (Ісландія), Ottobock (Німеччина), Vincent Systems (Німеччина), Taska (Нова Зеландія), та Steeper (Великобританія). Завдяки сучасним матеріалам, збалансованому розміщенню двигунів, сенсорних датчиків та містких акумуляторів,

розробники протезів змогли створити біонічний протез, здатний до більшості повсякденних дій.



Рис. 2.17 I-Limb Quantum – висококласна міоелектрична рука Össur

Порівняння функцій біонічних кистей Össur			
	i-Limb Quantum	i-Limb Ultra	i-Limb Access
Параметри управління			
Управління жестами	Так	-	-
Управління додатком	Так	Так	Так
Управління м'язами	Так	Так	Так
Управління зближенням	Так	-	-
Доступні захвати	24	18	12
My grips	12	-	-
Speed boost	Так	Так	Так
Механічне обертання великого пальця	Так	Так	-
Vari-grip	Так	Так	-
Режим природньої кисті	Так	Так	-

I-Limb Quantum – це міоелектрична рука, яка виготовлена із титанових частин для збільшення на 50%.при транспортуванні вантажу, сила хвату збільшується на 30%, та швидкість реакції збільшується на 30% , покращення естетичність рухів.



Рис. 2.18 VINCENTevolution4

Четверте покоління серії протезів кисті, VINCENTevolution4, засноване на успішній концепції приводу VINCENTevolution3 і ні в чому не поступається їй за силою захоплення і швидкості. За допомогою рук нового покоління реалізовано безліч інновацій. Протез безкомпромісно водонепроникний, пальці, вкриті гелем, рухаються більш плавно, а гнучке розташування п'ястно-фалангових суглобів дозволяє природним чином стискати пальці, злегка розкинувши руку. Це робить руку ще більш естетичною, більш міцною і зручною.



Рис. 2.19 Протез кисті Ottobock

Кисть bebionic розширює межі можливостей багатопальцевих міоелектричних протезів рук. Об'єднання передових технологій та інноваційного дизайну дозволило створити зручний, точний, заснований на інтуїтивності міоелектричний протез руки. Найбільш реалістичний і простий у використанні протез. Даний інноваційний протез має широкий діапазон опцій і представлений в різних розмірах, має особливі технічні характеристики, такі як окремі двигуни в кожному пальці, пропорційне регулювання швидкості, обиране положення великого пальця або 14 різних типів захоплення. Типи захоплення можна вибрати залежно від положення великого пальця: протипоставлене і латеральне.

Міоелектричний тип протезування має ряд недоліків:

- Акумулятор. Короткий час автономної роботи від одного заряду акумулятора є недоліком більшості сучасних гаджетів. Біонічні руки при активному використанні можуть працювати протягом дня, але цього недостатньо. Оскільки більшість людей прив'язані до розеток необхідністю підзаряджати смартфони та ноутбуки, так люди з протезами мають додаткові незручності, наприклад, під час подорожі. Ви можете використовувати батареї другої третини.
- Відсутність захисту від води. Ще один недолік – як правило, такі пристрої не працюють у воді. Важливо захистити їх спеціальними рукавичками, щоб уникнути потрапляння бруду всередину пристрою. Можливо, в майбутньому з'являться біонічні руки з повністю герметичним футляром, що дозволяє дуже рідко знімати руку – лише для планового технічного обслуговування.
- Відставання в контролі. Справа не в тому, що протези працюють повільно. Іноді вони здатні до високої швидкості, вони можуть бути сильнішими, ніж секундна рука людини, яка носить один біонічний протез. Але при керуванні міоелектричними датчиками у користувачів виникає відставання: спочатку мозок передає команду м'язу на датчику, потім сенсор передає команду двигуну, а потім жест змінюється.
- Ціна. Залежно від комплектації вартість біонічної руки становитиме до 1 мільйона гривень. Це далеко не найдоступніші пристрої.

2.5. Ортезування верхніх кінцівок

Ортезування вже стало невід'ємною частиною реабілітаційного процесу людей з обмеженими фізичними можливостями, які страждають ортопедичними і неврологічними захворюваннями. У таких випадках серійні ортези не підійдуть – необхідно виготовлення ортези за індивідуальними параметрами пацієнта.

Ортези індивідуального виготовлення – зовнішні ортопедичні пристрої, щоповністю або частково замінюють втрачені функції опорно-рухового апарату і тулуба, забезпечують стабілізацію і/або іммобілізацію, захист і розвантаження, корекцію положення і функцій, а також часткову компенсацію втрачених функцій.

Ортези для відведення плеча часто поєднується з відвідної стропою, ключичним ремнем або еластичним плечовим імобілайзером.

Стабілізатор плеча схожий на ортез, відвідний плечу, але він може допомогти утримувати плече на одному місці, поки воно заживає або готується до операції. Стабілізатор плеча також може бути з'єднаний з ремнем на руку або еластичним імобілайзером.

Ортез на перелом використовується для пацієнтів, що відновлюються після переломів.

При проблемах з зап'ястям або кистю може бути корисний *ортез на зап'ясті*.

Сучасні технології ортезування

Традиційно ортези виготовляють після створення контуру кінцівки з вимірами, щоб отриманий пристрій вийшов максимально ефективним. Пізніше, з появою пластмас як матеріалу для виготовлення основи ортеза, ця ідея зажадала гіпсової форми частини тіла, для якої потрібен ортез. Такий метод до сих пір широко використовується в даній галузі. В даний час в ортопедичному виробництві використовуються апарати з CAD / CAM, CNC і тривимірним друком.

Ортези виготовляються з різних матеріалів, що включають термопластики, вуглецеве волокно, метал, еластичні матеріали, тканину або поєднання подібних матеріалів. Деякі розробки можна купити в місцевих

магазинах; інші є більш специфічними і вимагають направлення терапевта, щоб ортез відповідав потребам пацієнта. До основних відносять ортодонтичні скоби, які доступні для вільного придбання. Вони, як правило, легко надягають або кріпляться застібками на липучках. Однією з їх цілей є захист від травми.

Також ортези виготовляються методом 3D-друку з полілактиду (Здравпрінт, Росія), полімерного гіпсу (3М, США) і низькотемпературного пластика (Т Тарі Company, Нідерланди).

3 ЕКЗОПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК. СИСТЕМА ПРОТЕЗІВ

При пошкодженні опорно рухового апарату людини, а саме нижніх кінцівок виникає потреба у реабілітації пацієнтів. Для її вирішення використовують протези та ортези нижніх кінцівок.

Ортез нижньої кінцівки – це засіб фізичної реабілітації, що використовується для корекції або поліпшення використання ноги.



Рис. 3.1 Ортез коліна

Протез нижньої кінцівки це засіб фізичної реабілітації, що замінює втрачену ногу, або її частину.

У всьому світі статистика причин ампутацій враховує 5 принципових відмінностей та різних за частотою патологічних станів:

- Оклюзійні захворювання артерій;
- Травми;
- Інфекції;
- Пухлини;
- Вроджені вади розвитку.

Лише 30 років тому доля ампутацій нижніх кінцівок (АНК) через непрохідність артерій становила 50%, 60 років тому – лише 30%. В наш час вона досягла 80-90%. Ця величина залишається постійною протягом 20 років.

У країнах пострадянського простору, у тому числі і в Україні кількість ампутантів складає близько 450 на один мільйон жителів.



Рис. 3.2 Протез стегна

3.1. Функціональна анатомія і біомеханіка нижніх кінцівок

Нижня кінцівка складається із поясу (представленого тазовими кістками, між якими ззаду розташована крижова кістка) та вільної нижньої кінцівки. У вільній кінцівці виділяють стегно (стегнова кістка), гомілку (велика і мала гомілкові кістки) і стопу із заплесном (7 кісток), плесно (5 кісток) і фаланги пальців (14 кісток).



Рис. 3.3 Нижня кінцівка

Ходьба людини – найбільш природна локомоція людини. Автоматизований руховий акт, що здійснюється в результаті складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба і кінцівок.

Циклом ходьби є подвійний крок, який складається з двох одиночних кроків. При ходьбі тіло по черзі спирається то на одну, то на іншу ногу. Нога, на яку відбувається опора, називається опорною, а нога, яка в цей момент переноситься вперед – вільною.

Цикл кроку

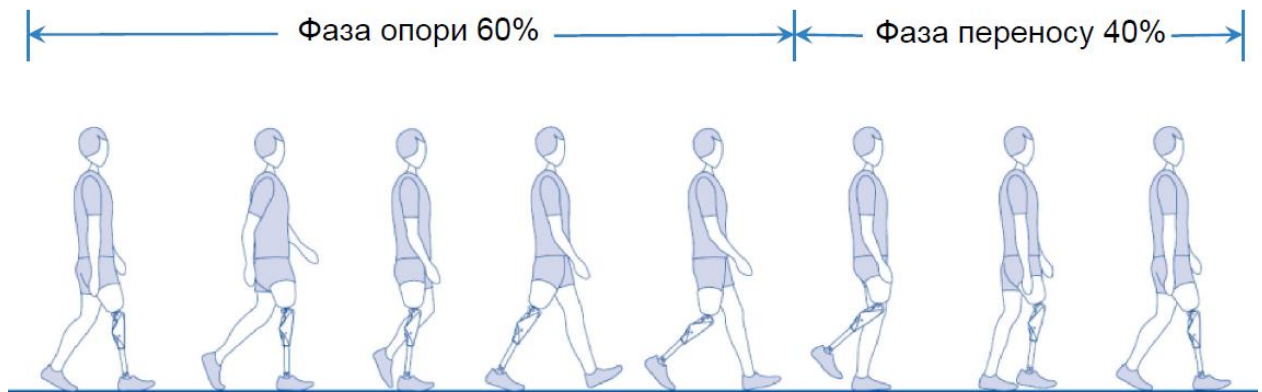


Рис. 3.4 Цикл кроку

Фаза опори – коли стопа контактує з поверхнею опори.

Фаза переносу – коли стопа знаходиться в повітрі.

Ці фази, в свою чергу, діляться на підфази:

- Початковий контакт. Починається з моменту торкання п'ятою поверхні опори. Відбувається згинання і невелика зовнішня ротація стегна, повне розгинання коліна, тильне згинання стопи, невелике розгинання пальців стопи.
- Реакція на навантаження. Починається після удару п'яти і триває до відриву носка протилежної ноги від поверхні опори. Стегно починає розгинатися, коліно згинатися, стопа йде в підошовне згинання до нейтрального положення

- Середина опори. Починається після відриву носка протилежної ноги від поверхні опори і триває до початку підйому п'яти опорної ноги. Стегно виявляється в нейтральному положенні, коліно повністю розігнуте, голенисто-п'ястий майже нейтральний.
- Закінчення опори. Починається з початку підйому п'яти і триває до зіткнення п'яти іншої ноги з поверхнею опори. Стегно починає розгинатися і злегка обертатися всередину, коліно повністю розігнуте, стопа йде в тильне згинання.
- Пре-перенесення (або двухопного фаза). Починається з моменту зіткнення п'яти іншої ноги з поверхнею опори і триває до відриву носка від поверхні опори. Стегно і коліно розгинаються повністю, стопа в згинанні, пальці розігнуті.
- Початок перенесення. Починається з моменту відриву носка від поверхні опори і триває до моменту, коли стопи виявляються поруч. Стегно і коліно згинаються, стопа в згинанні, пальці майже нейтральні.
- Середина перенесення. Починається з моменту, коли стопи виявляються поруч і триває до вертикалізації гомілки. Стегно згинається, коліно згинається до кута приблизно 60° , стопа в нейтральному положенні.
- Закінчення перенесення. Починається з вертикалізації гомілки і триває до моменту, який є початком нового циклу. Стегно продовжує згинатися і злегка обертатися назовні, коліно розгинається, стопа в тильному згинанні, пальці злегка розгинаються.

3.2. Біомеханіка протезу гомілки

У кукси гомілки є зони, що навантажуються, мало навантажуються і чутливі до навантаження.

Комфорт і функціональність протеза гомілки визначається, в основному, неухильним врахуванням навантажених і розвантажених областей. Це відноситься як до приймальні гільзи, так і до біомеханічної коректури схеми побудови протеза. Не тільки погано підігнана приймальня гільза, а й погано зібраний протез викликають дію сил, моментів і тиск порядків величин, які сильно ускладнюють користування протезом. Тому

біомеханіка протезування займається дією сил між куксою і протезом, які результуються, з одного боку, з форми приймальні гільзи і зі схеми побудови протеза – з іншого, а також силами, що виникають між протезом і опорою.

Сили, що переносяться від кукси на протез (і, отже, на опору) і, навпаки, від опори на протез і куксу, діляться на наступні:

- сили тиску (вертикальне навантаження інвалідом)
- сили тяги (в фазі переносу)
- моменти згинання (медио-латерально, антеро-постеріально)
- моменти обертання (переважно в шарнірах)
- торсіонні моменти (навколо вертикальних осей)

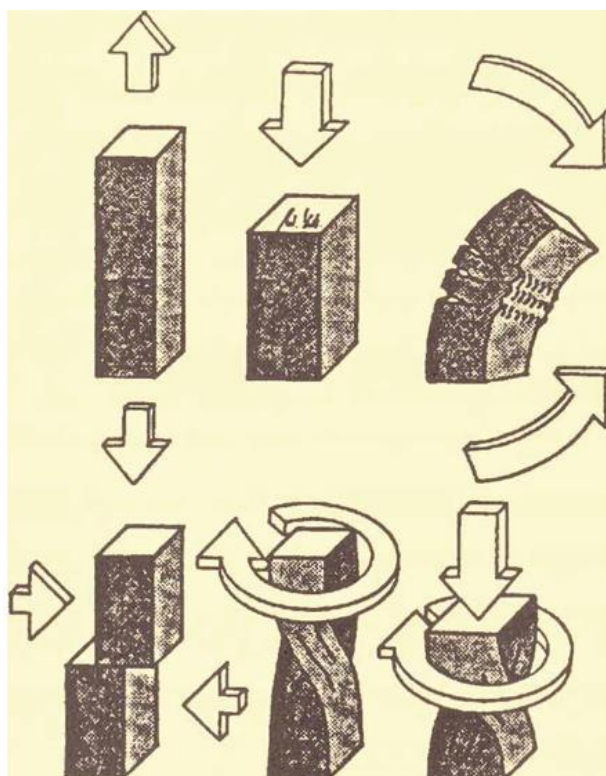


Рис. 3.5 Схематичні зображення сил, що діють на протез і куксу

Ці сили виникають з фізичною закономірністю, вони непередбачувані і їх не можна «ліквідувати» навіть найкращим протезом. Мистецтво практика полягає в тому, щоб ці сили дозувати, перенаправляти, змушувати діяти протидіючі сили або, по можливості, фізіологічно переймати дію цих сил (наприклад, тиск).

Цього можна досягти, якщо оптимізувати по вищевказаним критеріям форму і контури приймальні гільзи та тривимірну побудову гільзи.

Біомеханіка протезування гомілки (а також протезування в загальному) ділиться на біомеханіку приймальні гільзи та біомеханіку схеми побудови протеза.

Приймальна гільза повинна відповідати таким основним потребам:

- розмістити обсяг кукси
- передавати сили (в статиці і в динаміці) та передавати рух
- кріпити протез на куксі

Всі сили між хворим і протезом, все одно, який вони природи – статичної чи динамічної, переносяться через контактну поверхню гільза-кукса. Теоретично тиск можна звести до мінімуму (це та фізична і фізіологічна величина, яку хворий відчуває), якщо збільшити поверхню приймальні гільзи, тобто надати максимальну несучу поверхню.

Так як тиск = сила/площа ($P = F/A$), то шляхом збільшення площі можна звести тиск до мінімуму.

Це діє в протезуванні в допустимих межах; однак, є невідомим те, що рівномірний розподіл тиску на контактній поверхні створює оптимальний фізіологічний розподіл тиску. Навпаки, розподіл тиску в гільзі повинен відбуватися не за фізичним, а за фізіологічними критеріями. При цьому необхідно враховувати місця, здатні і нездатні витримувати навантаження.

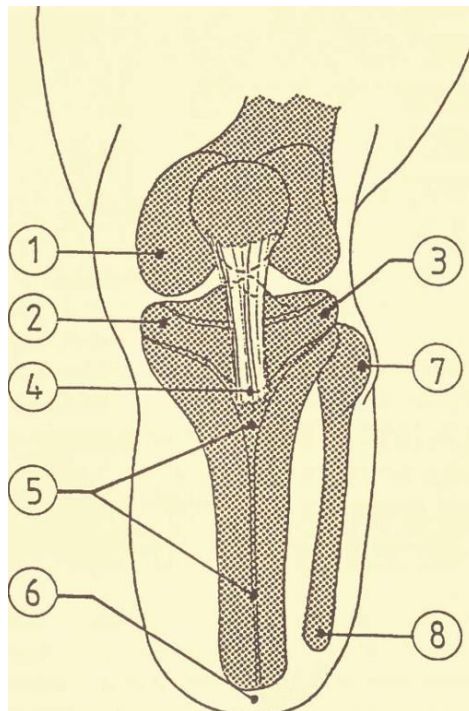


Рис. 3.6 Виступи кісток, не здатні витримувати навантаження

3.3. Біомеханіка протезу стегна

Протез стегна реалізує функціональні і косметичні вимоги. Функціональні виражаються у вимогах до стояння і ходьбі, косметичні – в естетичних вимогах.

Функціональні вимоги є в той же час і косметично-естетичними вимогами, оскільки вони явно впливають також на зовнішній вигляд. Технічне рішення може або повністю реабілітувати пацієнта, або представити його явно як інваліда. Побудова протеза і шлях пошуку конкретного найкращого рішення можна значно спростити при знанні механічних і біомеханічних основ, результуючих принципових положень і методів побудови.

Сила, вектор сили і крутний момент

Сила – результат, який отримують із маси і прискорення.

Одиницею вимірювання сили є Ньютон (Н), при цьому $1 \text{ Н} = 0,1 \text{ кг} \cdot \text{с}$.

$$F = m \cdot a$$

де F – сила (Н), m – маса (кг), a – прискорення ($\text{м} \cdot \text{с}^2$).

Кожна сила характеризується величиною і напрямком. Математично силу можна представити у вигляді стрілки (вектор). За замовчуванням довжина вектора визначає величину, а напрямок вектора – напрям сили. Такий вектор називають вектором сили.

Якщо сила діє на обертально-рухому систему, то мова йде про "обертальну силу", так званий момент. Під цим розуміють результат, отриманий з сили і перпендикулярної відстані її лінії дії від центру обертання.

Одиницею вимірювання є ньютон на метр ($\text{Н} \cdot \text{м}$).

$$M = F \cdot r$$

де M – крутний момент ($\text{Н} \cdot \text{м}$), F – діюча сила (Н), r – перпендикулярна відстань між центром обертання і лінією дії сили (довжина важеля) (м).

Розгляд сил і крутних моментів, що грають важливу роль при побудові протеза. Приклад на рисунку 3.7.

Якщо вектор сили проходить, в проекції на сагітальну площину, перед анатомічною віссю колінного суглоба, то своїм розгинаючим крутним

моментом він покращує підкосостійкість коліна; якщо ж вектор сили проходить за віссю колінного суглоба, то сила, внаслідок згинального крутного моменту, підгинає коліно. Складові частини протеза потрібно зібрати так, щоб вони підкорялися законам механіки – «ліквідували» підкосостійкість коліна тоді і тільки тоді, коли цього вимагає цикл кроку.

Приклад обчислень

$$F \cdot G = 450 \text{ Н} (= \text{дія половини маси тіла в } 45 \text{ кг})$$

$$\text{де: } r = 15 \text{ мм (вісь зміщена дозад)}\text{у})$$

$$M = F \cdot G \cdot r$$

$$M = 450 \text{ Н} \cdot 15 / 1000 \text{ м} = 6.75 \text{ Н} \cdot \text{м}$$

Колінний шарнір в положенні стоячи на обох кінцівках закритий від згинання крутним моментом величиною в $6.75 \text{ Н} \cdot \text{м}$.

Математично допустиме спрощення концентрує всі елементи маси тіла в його центрі ваги. Кожне прискорення тіла (також прискорення Замлі) виходить з цього центру мас – центра ваги.

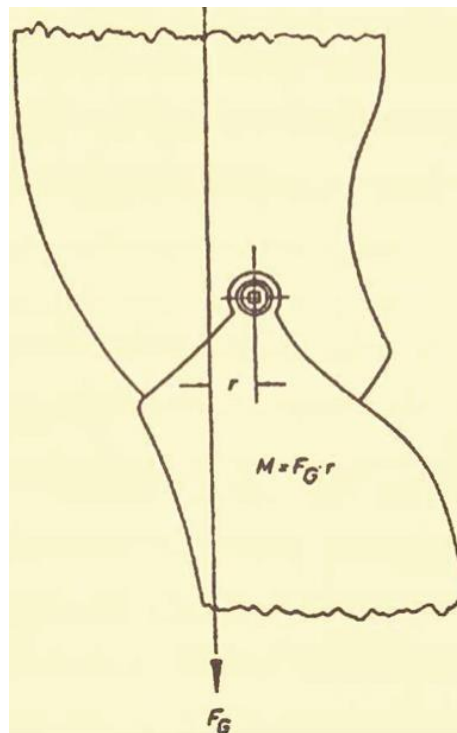


Рис. 3.7 Крутний момент, що забезпечує підкосостійкість завдяки зсуву осі

Так як загальний центр мас людини (рис. 3.8) підтримується не одним, а двома стовпами – нижніми кінцівками, то вектор сили ділиться в центрі мас на два однакової довжини вектора, спрямованих на центри головок

стегнових кісток. Звідси кожен з векторів сили проходить, як намальовано, до опори.

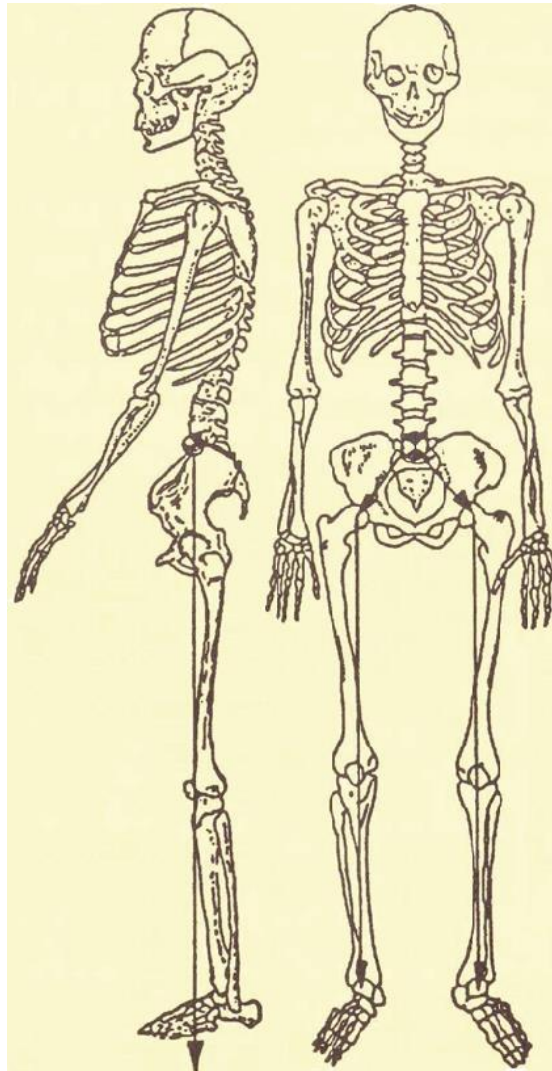


Рис. 3.8 Положення загального центру маси людини

Ці вектори сили з центрів головок стегнових кісток є результуючими лініями навантаження в нижніх кінцівках людини. Проте, можна досить точно визначити положення результуючого вектора сили. Компромісний вектор з статичного і динамічного тесту балансування називають лінією навантаження, базовою лінією побудови або коротко базовою лінією.

3.4 Рівні ампутації нижніх кінцівок

Ампутація кінцівок являє собою серйозне втручання в фізичну цілісність людини. Ампутація в значній мірі порушує опорно-рухові здібності людини. Рівень ампутації визначається лікарем перед операцією і залежить від причини ампутації. Для того, щоб визначити найбільш підходящий для подальшого протезування рівень ампутації, перед операцією рекомендується провести консультацію з техніком-протезистом.

Ампутація стопи

Існує більше 12 основних рівнів ампутацій стопи. Вони ранжуються від ампутації пальця ноги до ампутації плеснової зони або повної ампутації плесна. Для виготовлення протезів можуть використовуватися силіконові комплектуючі. Після ампутацій на рівні стопи протез і взуття слід розглядати в якості єдиного функціонального вузла.

Ампутація гомілки

Кукса гомілки має недостатній м'язовий масив, опил кісток гомілки, з обмеженою можливістю навантаження на дистальний відділ кукси, тому рекомендується контактна приймальня гільза з захопленням виростків і пом'якшеним вкладишем зі спінених матеріалів. Істотно підвищити надійність кріплення кукси в протезі можна шляхом застосування лайнерів із силіконового каучуку або поліуретанового гелю, в ряді випадків з кріпленням чохла з дистальної фіксацією.

Вичленення в колінному суглобі

В процесі виокремлення колінний суглоб відділяється і видаляється нижня частина ноги. В процесі ампутації зберігається цілісність стегна.

Після вичлененні в колінному суглобі кукса набуває грушоподібної форми за рахунок виростків стегнової кістки. Вкладний чохол зі спіненого поліетилену повинен точно охоплювати куксу, за допомогою додаткових накладок, що вирівнюють переходи з надмищелкових частини до виростків стегна, що полегшує надягання протеза. Висока опороздатність кукси не вимагає розвантаження на сідничній кістці.

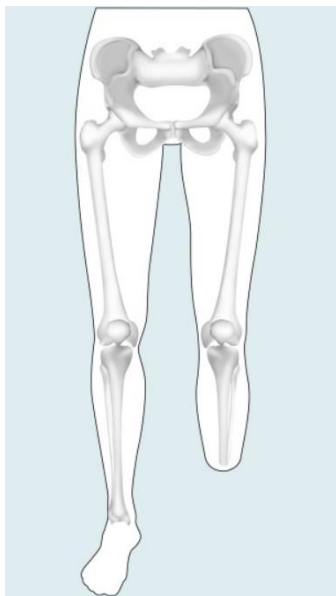


Рис. 3.9 Ампутація гомілки



Рис. 3.10 Вичленення в колінному суглобі

Ампутація стегна

При ампутації стегна відбувається часткове видалення стегнової кістки. Після ампутацій стегна можуть застосовуватися як модульні протези, так і протези каркасного виконання.

Вичленення в тазостегновому суглобі

При високих ампутацій на рівні стегна, наприклад при ампутації на рівні вертела та виокремлення в тазостегновому суглобі протезування здійснюють за допомогою протезів з тазовим корсетом. Необхідність в такому протезуванні виникає в тих випадках, коли внаслідок травми або онкологічних захворювань ампутація в дистальному напрямку неможлива.

Геміпельвектомія

На відміну від класичного виокремлення в тазостегновому суглобі при ампутації в області шийки стегна зберігаються залишки стегнової кістки. Якщо частково або повністю доводиться видаляти одну половину тазу, то в цьому випадку говорять про геміпельвектомію. Співвідношення між опорними частинами та частинами, що охоплюватиме корсет, сформувати при цьому важко. В результаті видалення сідничної кістки втрачається посадкова поверхня, а при видаленні клубової кістки зменшується поверхня, що охоплюється напівкорсетом. У цьому випадку виникає необхідність часткового захоплення грудної клітини.

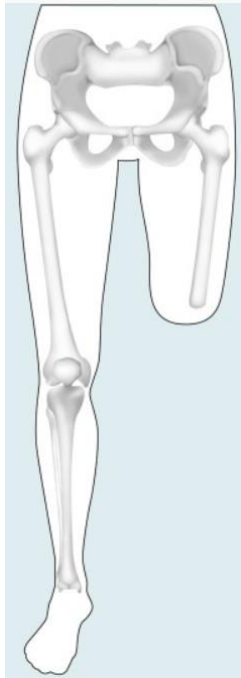


Рис. 3.11 Ампутація стегна



Рис. 3.12 Вичленення в тазостегновому суглобі

3.5. Екзопротезування нижніх кінцівок, системи протезів

Відповідно рівням ампутації протези розподіляються наступним чином:

- протез переднього відділу стопи
- протез по Лісфранку
- протези по Сайма і Пирогову
- протези гомілки
- протези по Грітті і протези після вичленення коліна
- протези стегна (протези після вичленення стегна, протези після геміпельвектомії, протези після гемікорпоректомії).

3.6 Комплектуючі для протезування нижніх кінцівок

Таблиця 3.1 *Штучні стопи*

Тип стопи	Зображення
Стопи безшарнірні – для пацієнтів, що мають низьку активність, зносостійка надійна конструкція, стійкі до впливу води.	
Стопи шарнірні – для пацієнтів з низькою активністю, надійне рішення для літніх пацієнтів з ампутацією стегна, стопи з двоступеневим регулюванням висоти каблука від 0 до 2 см.	
Стопи для помірної активності – поєднують у собі достатню динамічність, енергозбереження, мультівісність.	
Карбонові енергозберігаючі стопи – для активних пацієнтів, мають високий рівень повернення енергії, поглинають вертикальні ударні навантаження	
Карбонові стопи з вертикальними амортизаторами. В конструкції деяких карбонових стоп передбачені вертикальні амортизатори, спрямовані на зниження вертикальних зусиль та крутих навантажень, що дозволяє відчутно розвантажити куксу користувача.	

На рисунку 3.13 наведена система протезу стегна.

Конструкція протезів стегна може бути трьох типів:

- Модульна проста (ендоскелетарна),
- Модульна для купальних протезів (така ж ендоскелетарна, тільки водостійка),
- Немодульна(екзоскелетарна).



Рис. 3.13 Система протезу стегна

Приймальна гільза

Приймальна гільза найчастіше виготовляється з ливарних смол, але можуть застосовуватися і інші матеріали – термопласти, дерево та інші. Може застосовуватися і чохол полімерний гелевий або силіконовий. Полімерні силіконові чи гелеві чохла не тільки підвищують зручність носіння протеза, а й забезпечують оптимальний розподіл навантаження по всій поверхні кукси, гарне демпфування ударів, пом'якшення в області кісткових виступів і чутливих ділянок, згладжування нерівностей кукси, зниження поршневих рухів та зменшення потенційних ушкоджень шкіри.

Головним функціональним модулем в протезах стегна є *колінний вузол*.

Найпростіші колінні модулі – механічні – застосовуються для первинного протезування, для протезування пацієнтів низького рівня активності. Бувають замкові та беззамкові.

Колінні модулі з пневматичним управлінням і гідравлічним управлінням покликані відповідати підвищеним вимогам до протезування, так як вони мають більший діапазон регулювань і, відповідно, здатні забезпечувати більш динамічну і фізіологічну ходьбу при менших енерговитратах інваліда.

Пневматичний колінний модуль:

Багатовісний колінний модуль з пневматичним управлінням фазою переносу завдяки великому куту згинання (170°) і малій вазі забезпечує високий комфорт при використанні протеза.

Моноосний колінний модуль з пневматичним управлінням фазами згинання та розгинання може бути легко налаштований для руху користувача як в звичайному, так і в динамічному темпі.

Модуль колінний з пневматичним демпфером управління фазою переносу з роздільним регулюванням опору згинанню і розгинання призначений для пацієнтів помірного рівня активності.



Рис. 3.14 Колінні модулі

3.7. Ортезування нижніх кінцівок

Шини (ортези) – пристосування, зроблені з сильного і гнучкого пластику, які використовуються, щоб поліпшити моторне функціонування дітей і дорослих з ортопедичними захворюваннями. Їх носять на нижніх кінцівках, частіше за все на гомілках. Більшість дітей з ДЦП мають ортези в той чи інший період свого життя для досягнення більш самостійного функціонування.

Нижче наведені описи найпоширеніших типів шин для дітей з ДЦП. Вони зазвичай використовуються, щоб оптимально розташувати ступню, гомілку і нижню частину ноги для їх кращого функціонування, а також щоб допомогти дитині стояти і ходити.

Один з найчастіше використовуємих типів шин – *гомілковостопний ортез*, який використовується для контролю над гомілкою і стопою. Цей ортез облягає ступню і гомілку і поміщається у взуття дитини. Звичайна мета ортеза – краще розташувати стопу і перешкодити небажаному руху гомілки, щоб дитина не ходила на носках.

Для дітей з патологічним м'язовим тонусом, які більш активні, можуть бути рекомендовані *динамічні гомілковостопні ортези*. Вони робляться з більш тонкого і гнучкого пластику і надають мінімальну підтримку і контроль, дозволяючи дитині використовувати при можливості власні рухові ресурси.

Стельки. Вони поміщаються в взуття дитини замість звичайної стельки. Як правило, вони забезпечують кращу підтримку склепіння стопи. Вони можуть бути зроблені на замовлення, але також у продажу доступні і готові версії.

4. ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ СУГЛОБІВ

Ендопротезування суглоба – це операція по заміні компонентів суглоба імплантантами, які мають анатомічну форму здорового суглоба і дозволяють виконувати весь обсяг рухів. Після подібних операцій пацієнт забуває про болі в суглобах і повертається до активного життя. Проводяться операції з ендопротезування великих (колінні, тазостегнові, плечові, ліктьові) і дрібних (суглоби пальців) суглобів.

Матеріали, з яких виготовляють сучасні ендопротези суглобів, мають високу міцність і гарну біосумісність, тому добре приживаються в організмі людини. Термін їх служби складає в середньому 15-20 років, а в багатьох випадках хворі користуються ними до 30 років. При зносі ендопротеза його замінюють новим.

Металеві ендопротези виготовляють з різних нержавіючих сталевих сплавів. Вони фіксуються до кістки за допомогою спеціального цементу, що представляє собою акрилову смолу і сплави кобальту та хрому. Для виготовлення компонентів ендопротезів які піддаються тертю ковзання, наприклад, головки плечової або стегнової кістки, використовують сплави титану. А для виготовлення поверхонь ковзання застосовують надміцний поліетилен і алюмооксидну кераміку.

Для виготовлення протезів використовуються кераміка, метал і особливо міцні пластмаси. Ці матеріали повинні мати гарну зносостійкість, а також легко піддаватися обробці, для досягнення хорошого сполучення компонентів протеза. Виробництво протезів – складний технологічний процес. Кожен протез проходить багатоступінчастий контроль і має сертифікацію.

Операція ендопротезування застосовується при різних захворюваннях і травмах суглобового апарату, які привели до повної або практично повної втрати рухових функцій. До таких хвороб суглобів відносяться:

- Дегенеративно-дистрофічні захворювання (всі види остеоартрозів і артритів);

- Анкілозуючий спондилоартрит (хвороба Бехтерева);
- Асептичний некроз головки стегнової кістки;
- Внутрішньосуглобні переломи;
- Дисплазія суглобів;
- Перелом шийки стегна;

Абсолютні протипоказання до операції:

- захворювання серцево-судинної, бронхіальної-легеневої системи в стадії декомпенсації;

- наявність вогнища гнійної інфекції (тонзиліти, каріозні зуби, хронічні гайморити та отити, гнійничкові захворювання шкіри);

- психічні або нейром'язові розлади;

- активна або латентна інфекція в області суглоба давністю менше 3-х місяців;

- незрілість скелета;

- неможливість пересування;

- поліалергія;

- відсутність кісткового мозкового каналу стегнової кістки;

- гострі захворювання судин нижніх кінцівок (тромбофлебіт, тромбоемболія).

Відносні протипоказання:

- онкологічні захворювання;

- хронічні соматичні захворювання,

- печінкова недостатність,

- гормональна остеопатія,

- ожиріння 3 ступеня.

Операція ендопротезування буває повною (тотальною) або неповною (частковою). При частковому ендопротезуванні проводять заміну тільки зношених частин суглоба, наприклад, головки кістки або суглобової западини. Тому таку операцію ще називають однополюсним

ендопротезуванням. На відміну від однополюсного протезування, при тотальному протезуванні проводять заміну всього суглоба на ендопротез.

Перед операцією хворому проводиться ретельне обстеження, під час якого визначаються показання та протипоказання до проведення хірургічного втручання, а також проводять ретельний підбір необхідного протеза. Найчастіше операції з ендопротезування суглобів проходять без серйозних ускладнень і дозволяють практично у всіх випадках домогтися відновлення рухового режиму пацієнта, а також позбавити його від багаторічного болю.

4. 1. Ендопротезування кульшового суглоба

Ендопротезування кульшового суглоба – хірургічне втручання, метою якого є повернути рухливий безболісний суглоб, що дозволяє повернутися до звичного життя.



Рис. 4.1 Ендопротез кульшового суглоба

Класичний тотальний ендопротез складається з ніжки, чашки і головки. Найпоширеніший вид ендопротезування – це тотальне ендопротезування кульшового суглоба. В ході цієї операції замінюють на штучні як шийку з головкою стегнової кістки, так і вертлюжну западину (двухполюсное або тотальне ендопротезування).

При заміщенні обох компонентів суглоба (головка і западина) ендопротезування називається тотальним. *Компоненти ендопротеза можуть фіксуватися за рахунок вбивання в кістку під час операції – так звана безцементна фіксація прес-фіт (press-fit).* Згодом кістка проростає в

пористу поверхню або спеціальні борозни ендопротеза. Чашка ендопротеза (тазовий компонент, який замінює вертлюжну западину) при безцементній фіксації також має пористе покриття для подальшого проростання кістки. Чашка може додатково фіксуватися гвинтами. Деякі моделі ендопротезів покриті гідроксиапатитом.

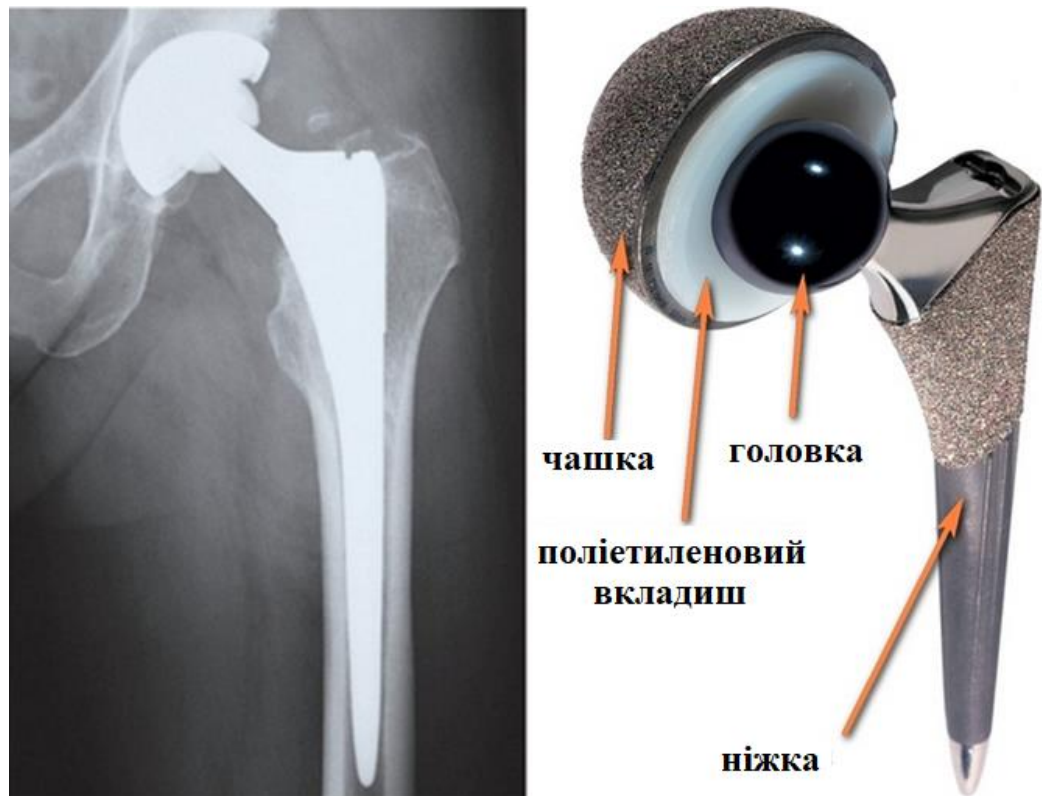


Рис. 4.2 Тотальне (двухполюсное, тобто замінюється і шийка стегнової кістки, і вертлюжна западина) безцементне ендопротезування при переломі шийки стегна. Зліва – рентгенограма після операції. Праворуч – зовнішній вигляд безцементного ендопротеза з пористим покриттям. Представлена одна з найпоширеніших компоновок безцементного ендопротеза, що складається з чашки, вкладиша з високомолекулярного поліетилену, металевої головки і ніжки

Безцементний метод фіксації більш кращий для молодих пацієнтів: він забезпечує хорошу фіксацію завдяки високій щільності кістки і більш сприятливий щодо повторної операції із заміни ендопротеза. Хоча терміни служби ендопротезів постійно збільшуються завдяки розвитку технологій, вони все ще залишаються обмеженими і молодим пацієнтам в майбутньому може знадобитися планова заміна ендопротеза.

У літніх пацієнтів, особливо з переломами шийки стегнової кістки, частіше вибирають *фіксацію ендопротезів за допомогою особливого полімерного цементу*, який забезпечує швидку і надійну фіксацію навіть в умовах зниження міцності і щільності кісток (остеопороз), які часто спостерігається у таких пацієнтів. Однак якщо супутні захворювання у літнього пацієнта з переломом шийки стегнової кістки не критичні, а стан кістки хороший, то можлива установка і безцементного ендопротеза.

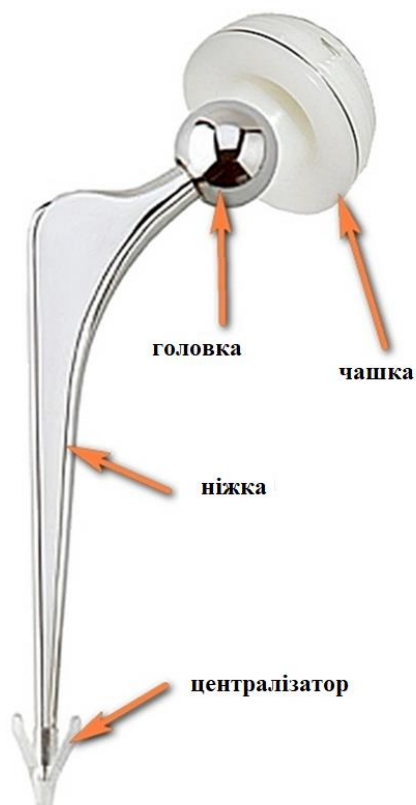


Рис. 4.3 Ендопротез цементної фіксації

Ніжка (стегновий компонент)

Ніжка (стегновий компонент) – та частина ендопротеза, яка вставляється в канал стегнової кістки.

Ніжка ендопротеза кульшового суглоба як правило монолітна (цільна), але бувають і модульні (збірні) ніжки. Ніжка складається з тіла, яке входить в канал стегнової кістки, шийки і конуса, на який надівається головка. Кут, під яким з'єднуються шийка і тіло, називають шийно-діафізарним кутом. Як правило, він дорівнює 135 градусам, але бувають ніжки з кутом в 125 і 145 градусів.

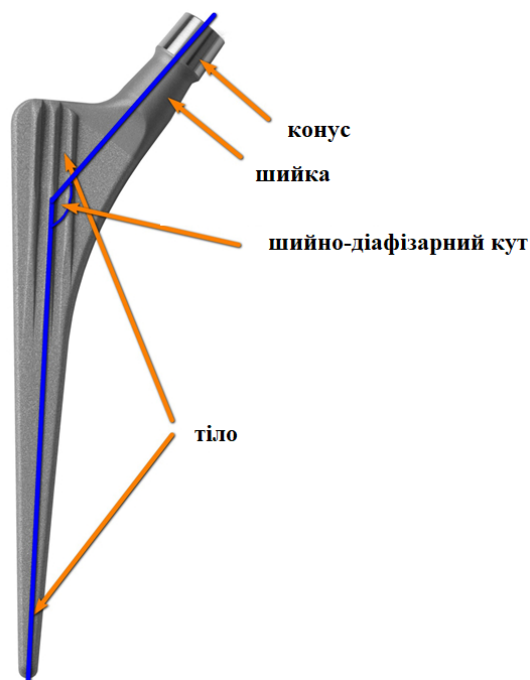


Рис. 4.4 Частини ніжки ендопротеза кульшового суглоба на прикладі фірми Zimmer

Серед існуючих моделей ніжок ендопротеза кульшового суглоба можна виділити наступні основні характеристики:

- Тип фіксації (цементний або безцементний).
- Покриття ніжки.
- Форма ніжки.
- «Шийно-діафізарний кут» і зміщення.

Матеріал, з якого робиться ніжка ендопротеза кульшового суглоба, з одного боку повинен бути досить міцним, щоб не зламатися, з іншого боку – еластичним, тобто здатним деформуватися при навантаженні (для ніжок безцементної фіксації модуль пружності повинен бути максимально можливо близьким до модуля пружності самої кістки), а з третього боку матеріал повинен бути інертним, тобто не відторгатися організмом і добре зростатися з кісткою (цей параметр важливий для безцементних ніжок). Модуль пружності кісткової тканини становить 15 – 30 ГПа.

Ніжки цементної фіксації (наприклад фірми Zimmer) виготовляються з кобальт-хромового сплаву або кобальт-хром-молібденового сплаву. В даний час використовується кобальт-хромовий або кобальт-хром-молібденовий сплави, оскільки сталеві ніжки, що використовувалися в 1970-1975 роках

(аналогічна ніжка Exeter фірми Stryker), показали себе досить крихкими і могли ламатися (з 433 ніжок зламалося 13). Кобальт-хром-молібденовий сплав відомий під назвою Віталлійум (Vitallium), що складається з 60% кобальту, 20% хрому, 5% молібдену та інших складових.

Безцементні ніжки роблять зі сплавів на основі титану, який показує прекрасну біосумісність. У 1960-х – 1970-х роках використовувався цілісний литий титан, однак він виявився не дуже міцним і був слабшим кованих виробів з кобальт-хромового сплаву. Пізніше ніжки стали робити з кованого титан-алюміній-ванадієвого сплаву, а потім з титан-алюміній-ніобієвого сплаву.

Тип фіксації (цементна або безцементна). Принципова відмінність цементних і безцементних моделей ендопротезів полягає в принципі їх фіксації в кістці. Безцементні ніжки мають шорстку поверхню, яка дозволяє кістці вrostати в ніжку. Вони встановлюються в кістку за методом «щільної посадки» (press-fit), тобто забиваються в канал стегнової кістки після того, як його форма буде адаптована під форму ніжки спеціальними рашпілем. Цементні ендопротези фіксуються в кістці спеціальним полімерним цементом, зазвичай виготовленим з поліметилметакрилату.

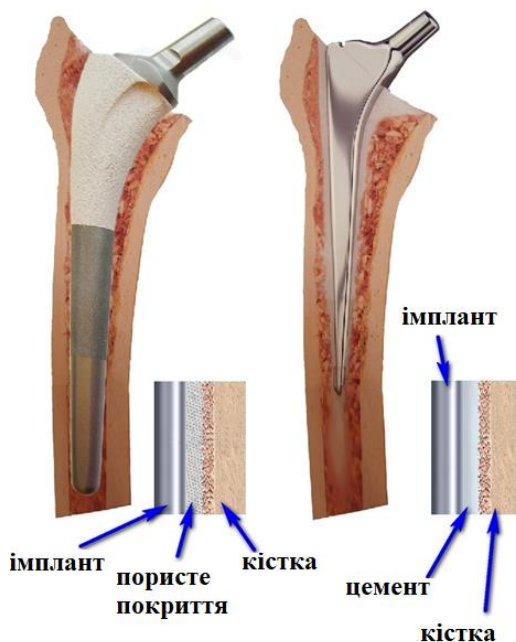


Рис. 4.5 Цементна та безцементна фіксація ніжок ендопротезу

Покриття ніжки. Цементні ніжки не контактують безпосередньо з кісткою, а кріпляться в цементі. Відповідно, цементна ніжка не вростає в кістку. Поверхня цементної ніжки гладка для того, щоб добре зчіплюватися з цементом і не руйнувати його в процесі експлуатації. У переважній більшості випадків поверхня цементної ніжки полірована або, рідше, сатинована. Поліровані цементні ніжки дорожче, але значущої практичної різниці між полірованою і сатинованою поверхнями немає.



Рис. 4.6 Ліворуч – ніжка з полірованою поверхнею. Праворуч – ніжка з сатинованою поверхнею.

Поверхня безцементних ніжок – дуже важливе питання, адже саме характеристики покриття будуть значною мірою визначати вrostання кістки, і, відповідно надійність і довговічність ніжки ендопротеза.

Поверхня бесцементної ніжки ендопротеза кульшового суглоба може бути покритою спеціальними речовинами, які полегшують вrostання кістки, або шорсткою з мікропорами (спресовані кульки, дріт, полум'яне титанове напилування, трабекулярний метал, комбіновані варіанти). Іноді зустрічається і поєднання поверхні з пористим покриттям і плазмовим напиленням спеціальних речовин.

Технологічний процес створення поверхні безцементного компонента ендопротеза дуже складний і трудомісткий, і кожна з провідних фірм-виробників ендопротезів тазостегнового суглоба має свої запатентовані технології, які постійно вдосконалюються.

Серед речовин, якими покривають ніжку для полегшення вrostання кістки, в переважній більшості випадків використовують гідроксиапатит (гідроксифосфат кальцію).



Рис. 4.7 Поверхня з гідроксиапатитовим покриттям

Шорстка поверхня може покривати всю ніжку або тільки верхню частину ніжки, яка розташовується у вертельній зоні.



Рис. 4.8 Варіанти поверхонь ніжок ендопротезів на прикладі лінійки фірми Zimmer. Зліва направо: ніжка з покриттям із спресованих кульок, ніжка з покриттям із спресованих волокон металу, ніжка з шорсткою поверхнею, отриманою після піскоструминної обробки, ніжка з поверхнею з трабекулярного металу, коротка ніжка з плазмовим напиленням титанового сплаву

Ендопротез кульшового суглоба з укороченою ніжкою дозволяє виконати ендопротезування з меншим руйнуванням стегнової кістки без зниження надійності фіксації.

Вузол тертя – це те, між якими матеріалами протеза здійснюється взаємодія в результаті рухів в штучному тазостегновому суглобі: головки ендопротеза, що надівається на конус ніжки, і вкладиша суглобової западини. Головка може складатися з метала, або кераміки. Вкладиш може складатися з поліетилену, метала або кераміки. Тип і якість матеріалів застосовуваних у вузлах тертя багато в чому визначає термін служби ендопротеза. За цією ознакою ендопротези кульшового суглоба діляться на:

- Метал-поліетилен;



- Кераміка-поліетилен;



- Кераміка-кераміка;



Протези тазостегнового суглоба розрізняють за типом фіксації:

- ендопротези цементної фіксації;
- ендопротези бесцементной фіксації.

Протезування тазостегнового суглоба за допомогою індивідуального протеза, виготовленого за допомогою 3Д-технології

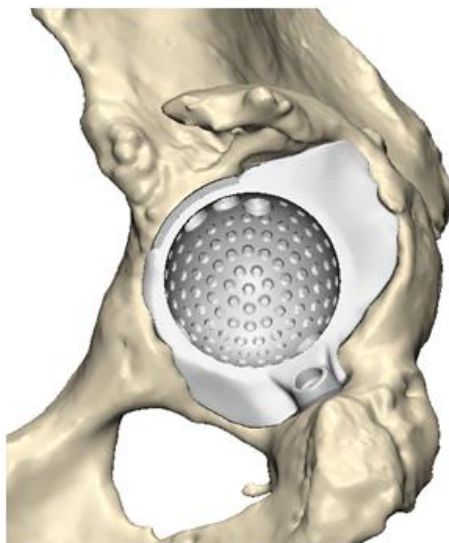


Рис. 4.9 Індивідуальний тазостегновий суглоб

У звичайних випадках після того, як лікар і пацієнт визначилися з моделлю майбутнього штучного суглоба, індивідуально підбирається форма і розмір вже готового ендопротеза. Для цього пацієнтові роблять спеціальні рентгенівські знімки, на підставі яких відбувається комп'ютерний підбір ендопротеза в великому банку даних з більш ніж 40 000 протезів.

У найбільш складних клінічних випадках проводиться замовлення індивідуальних ендопротезів, які враховують всі фізіологічні особливості пацієнта. За результатами КТ дослідження кісток таза пацієнта за допомогою сучасних програм створюються проекти 3D-моделей кісток таза. На віртуальній 3D-моделі визначаються локалізація і розміри кісткових дефектів кульшової западини, оцінюється якість залишкової кісткової тканини. З урахуванням цих даних розробляється індивідуальна ацетабулярна система і планується розташування гвинтів, які фіксують конструкцію. Отримані моделі кісток тазу і індивідуальної ацетабулярної системи виконуються на 3Д-принтері з полімерів. З їх допомогою проводиться планування найбільш оптимального ходу операції. Індивідуальна модель тазового компонента повністю заміщає дефект кісткової тканини кульшової западини і є цілком безпечною для людського організму. Такі протези ще більш «близькі»

організму, ніж конструкції серійного виробництва, максимально функціональні, зручні і довговічні.

Дана методика використовується в провідних клініках світу, дозволяє домогтися якнайшвидшої остеоінтеграції і відновити опорну здатність оперованої кінцівки з перших днів після операції.

До ускладнень операції можна віднести наступні:

- інфекція в області операції;
- крововтрата під час операції або після неї;
- тромбоемболія (закупорка судини тромбом);
- розвиток пневмонії;
- вивих протеза, що вимагатиме збільшення термінів лікування.

4.2. Ендопротезування колінного суглоба

Ендопротезування колінного суглоба – дуже точне хірургічне втручання, мета якого повернути рухливий безболісний суглоб, що дозволяє повернутися до звичного життя. Ендопротезування колінних суглобів необхідно тоді, коли руйнування колін настільки велике, що зберігання суглоба більше не має сенсу.



Рис. 4.10 Ендопротез колінного суглоба

Проводиться первинне (тотальне і однополюсне) і повторне (ревізійне) ендопротезування колінного суглоба.

Так само як і звичайний колінний суглоб, штучний в точності повторює елементи нормального суглоба, дозволяючи здійснити необхідний обсяг рухів. Для кожного конкретного випадку підбирається відповідний протез.

При дегенеративно-дистрофічному ураженні тільки одного з мищелків колінного суглоба (медіального або латерального) і збереження зв'язкового апарату альтернативою є одномищелкове ендопротезування колінного суглоба для заміни одного компонента колінного суглоба. Одномищелкові протези (напівпротези), якими б вони не були: медіальними, латеральними або феморо-пателлярними – замінюють хрящ пошкодженого відділу, не зачіпаючи зв'язки і вимагають незначної кісткової резекції. Одномищелкове ендопротезування дозволяє максимально зберегти власну кісткову тканину пацієнта і більшу частину природного суглоба (зв'язки, хрящі, м'язи). При цьому зберігаються природні геометричні співвідношення, що дозволяє уникнути різниці в довжині нижніх кінцівок, штучний суглоб викликає природні відчуття руху. Навантаження на кістку залишається без змін, що зберігає нормальну структуру кісткової тканини і запобігає розвитку остеопорозу.

У зв'язку з тим, що при цьому методі доступ здійснюється через відносно невеликий розріз (7-10 см), при якому не ушкоджуються м'язи, які контролюють колінний суглоб, здійснюється тільки заміна хряща пошкодженого відділу, не зачіпаючи внутрішні зв'язки, з незначною кістковою резекцією, реабілітація проходить швидше, терміни госпіталізації коротше і повернення до нормального життя більш швидке, ніж після тотального ендопротезування колінного суглоба.



Рис. 4.11 Одноміщелковий протез

При розвиненому артрозі колінного суглоба, так само як при ревматоїдних артритих, проводиться тотальне ендопротезування колінного суглоба. Людям з активним способом життя, з добре збалансованими зв'язками і без явища остеопрозу показані тотальні протези на рухомій платформі, які замінюють хрящ повністю, не порушуючи в той же час фізіологію коліна і його зв'язок. У ендопротеза з рухомою платформою поліетиленовий вкладиш рухається по тибіальних плато. Вставка за формою максимально повторює форму стегнового компонента. При цьому ковзання і обертання відбувається за рахунок руху вкладиша вперед-назад і/або його обертання. Перерозподіл навантажень на поліетиленовий вкладиш призводить до зменшення його зносу. По суті, рухливий вкладиш виконує функцію менісків в нормальному колінному суглобі, що дозволяє більш точно відтворити траєкторію руху і збільшити його обсяг, максимально наближаючи до нормального.



Рис. 4.12 Ендопротез з рухомою платформою

При значних деформаціях суглоба або при пошкодженнях зв'язок, при необхідності ревізійних оперативних втручань застосовують шарнірні тотальні ендопротези колінного суглоба, які повністю замінюють колінний суглоб. При запущених стадіях артрозу, що супроводжується значним руйнуванням кісткової тканини і неспроможністю зв'язкового апарату, показано застосування зв'язкових ендопротезів. Технічна особливість конструкції полягає в наявності механічних стабілізаторів, що виконують роль зв'язок колінного суглоба.



Рис. 4.13 Зв'язковий ендопротез

У ряді випадків ендопротезування колінного суглоба виконується з використанням комп'ютерної навігаційної системи, що дозволяє врахувати безліч нюансів, які згодом можуть значно вплинути на результат: рівень кісткових резекцій, розташування компонентів ендопротеза, баланс м'яких тканин та ін., та імплантувати протез з максимальною точністю. Комп'ютер будує індивідуальну модель кінцівки кожного окремого пацієнта. За допомогою комп'ютерної навігації хірург може здійснювати маніпуляції з точністю до 0,1 мм і 0,1 градуса, що значно збільшує термін роботи ендопротеза.

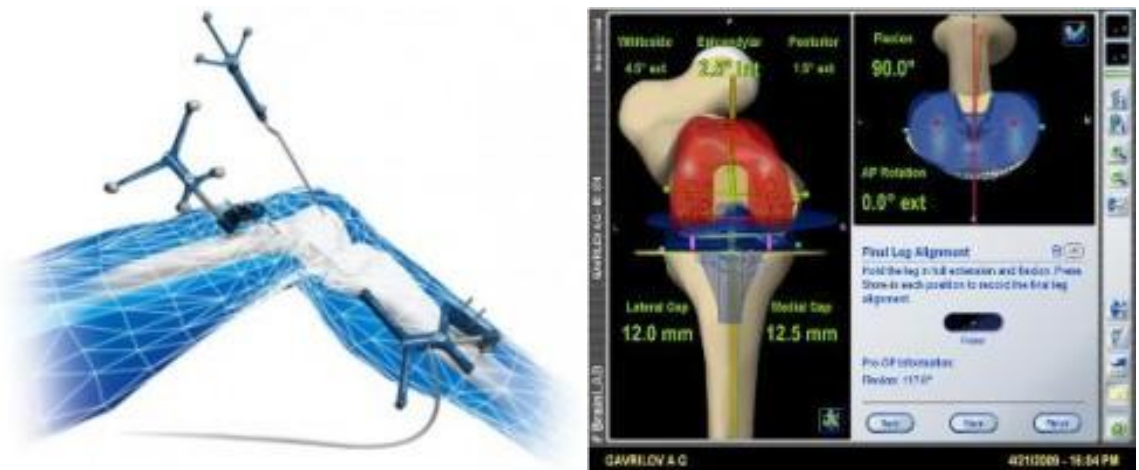


Рис. 4.14 Використання комп'ютерної навігації при проведенні операцій з ендопротезування

Використання комп'ютерної навігації при проведенні операцій з ендопротезування дозволяє домогтися наступних результатів:

- Термін служби протеза збільшується (за рахунок його правильної установки)
- Істотно знижується ризик невірної установки протеза і, як наслідок, зменшується ймовірність повторних операцій
- Інтраопераційний контроль кутів резекції кістки
- Інтраопераційний контроль кутів установки протеза
- Передопераційний і післяопераційний контроль балансу м'яких тканин (зв'язок)
- Візуалізація в режимі реального часу всіх необхідних параметрів установки протеза

До ускладнень операції можна віднести наступні:

- інфекція в області операції;
- крововтрата під час операції або після неї;
- тромбоемболія (закупорка судини тромбом).

4.3. Ендопротезування гомілковостопного суглоба

Гомілковостопний суглоб складається з двох гомілкових і надп'яtkової кістки, колатеральних зв'язок, суглобової капсули і дистального міжгомілкового з'єднання, оточеного м'язами і сухожиллями. Він являє

собою складне анатомо-функціональне утворення, що витримує значні навантаження. Його ушкодження відносяться до числа найбільш частих травм опорно-рухового апарату, займаючи в залежності від пори року 1 – 2 місце серед травм великих суглобів.



Рис. 4.15 Гомілкостопний суглоб

Ендопротезування гомілковостопного суглоба – заміна суглобових поверхонь гомілковостопного суглоба на штучний. Це високотехнологічна операція, яка виконується для поліпшення рухливості в суглобі: відновлення розгинання і згинання в суглобі, що досягаються за рахунок зменшення больових відчуттів і відновлення анатомічно правильного співвідношення частин суглоба. Зазвичай виконується у людей з низькою фізичною активністю і у пацієнтів літнього віку.



Рис. 4.16 Ендопротез гомілкового суглоба

Показання для виконання операції – артрози і артрити, що супроводжуються болем і порушенням функції гомілковостопного суглоба:

- посттравматичний артроз;
- деформуючий артроз;
- артрози з групи ревматичних захворювань;
- пізні стадії артриту різної етіології (ревматоїдний, подагричний артрити).

Протипоказаннями до ендопротезування гомілковостопного суглоба є:

- місцеві або системні захворювання в стадії загострення, декомпенсації;
- загальна ослабленість організму або недавно перенесені інфекційні захворювання;
- молодий вік пацієнта, зайва вага, підвищений рівень фізичної активності, тобто стану, при яких навантаження на протез буде значно зростати, і він швидко вийде з ладу;
- виражена нервово-м'язова або судинна недостатність в нижніх кінцівках;
- значні деформації в гомілковостопному суглобі, які унеможливають відновлення анатомічних співвідношень в суглобі (відсутність латеральної або медіальної кісточки, повне руйнування суглоба в результаті травми і т.д.);
- гнійничкові захворювання шкіри, численні шрами або рубці в області гомілковостопного суглоба, що заважають проведенню операції;
- виражений остеопороз в дистальних відділах гомілки і стопи;
- тривала стероїдна терапія, проведена безпосередньо перед операцією.

4.4. Ендопротезування плечового суглоба

Ендопротезування плечового суглоба є ефективним і часто єдиним способом відновлення втраченої функції кінцівки. В результаті цієї операції відновлюються всі функції плечового суглоба і зникають болі в плечі.

Для кожного конкретного випадку підбирається відповідний протез. Залежно від того яка частина суглоба замінюється, ендопротези плечового суглоба бувають тотальні і однополюсні.

Однополюсні протези – це імпланти, за допомогою яких замінюється тільки один елемент суглоба, як правило, це головка плечової кістки.

Тотальне ендопротезування плечового суглоба має на увазі заміну всіх елементів суглоба, тобто головки плечової кістки і суглобової западини лопатки.

Існує дві основні концепції будови ендопротеза плечового суглоба:

1. Анатомічний ендопротез, конструкція якого передбачає наявність двох деталей, який повторює будову і функціональні особливості нормального плечового суглоба.

2. Реверсивний (зворотний) ендопротез, конструкція якого відрізняється від конструкції анатомічного ендопротеза зміною положення його основних елементів: головка плеча перенесена на гленоїдальний (лопатковий) компонент, а суглобова поверхня лопатки (западина) встановлена на ніжці ендопротеза.

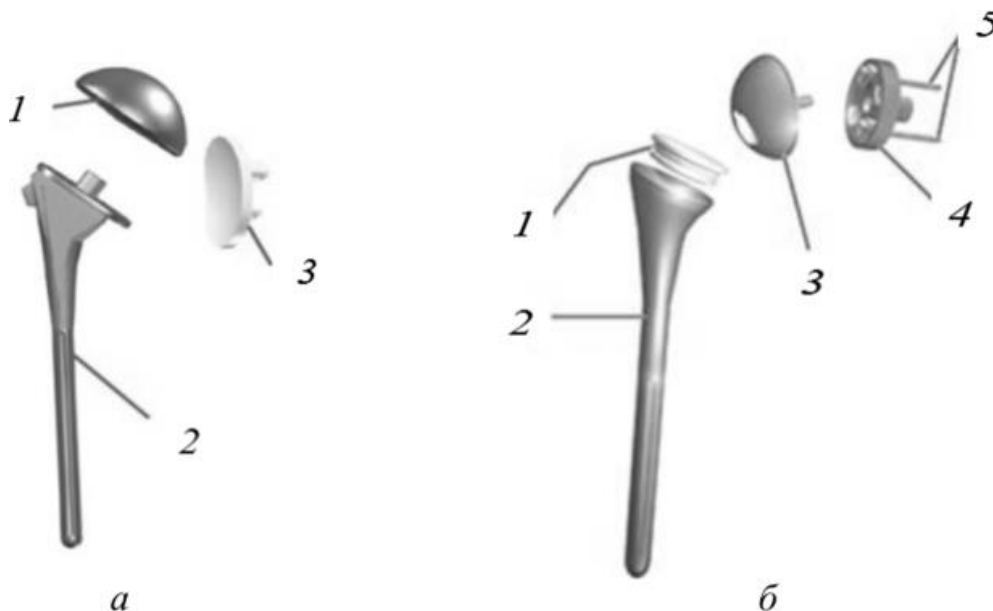


Рис. 4.17 Будова ендопротеза плечового суглоба: а – тотальний анатомічний ендопротез плечового суглоба (1 – головка протеза; 2 – ніжка протеза; 3 – гленоїдальний компонент); б – реверсивний ендопротез (1 – поліетиленовий вкладиш; 2 – ніжка протеза; 3 – головка (гленосфера); 4,5 – метаглен і фіксуючі гвинти)



Рис. 4.18 Встановлення реверсивного протезу

До ускладнень операції можна віднести наступні:

- інфекція в області операції;
- крововтрата під час операції або після неї;
- тромбоемболія (закупорка судини тромбом);
- вивих протеза, що вимагатиме збільшення термінів лікування.

4.5. Ендопротезування ліктьового суглоба

Ендопротезування ліктьового суглоба. поки здійснюють досить рідко і не тому, що цей суглоб уражається рідше інших, а внаслідок надзвичайної складності його будови і функції, що вкрай ускладнює створення штучних аналогів.

Тотальний едопротез ліктьового суглоба містить ліктьову і плечову частини. Ліктьова частина включає ніжку у вигляді циліндричного стержня з поздовжніми канавками і суглобовий компонент, який з'єднаний з ніжкою по внутрішньому конусу, плечова частина включає ніжку у вигляді циліндричного стержня з поздовжніми канавками, перехідну вилку, з'єднану з ніжкою по внутрішньому конусу, і поліетиленову головку, яка з'єднана з вилкою за допомогою пазів. Ніжки плечової і ліктьової частин за рахунок нахилу своїх осей щодо осі обертання суглобового компонента орієнтовані в вальгусному положенні. Ніжка плечової частини зміщена максимально досередини щодо осі обертання суглобового компонента. Ендопротез ліктьового суглоба може мати механічну або цементну фіксацію.



Рис. 4.19 Ендопротез ліктьового суглоба

Ендопротезування тільки головки променевої кістки показано при значному її руйнуванні в осіб молодого віку.



Рис. 4.20 Біполярний імплантат цементної фіксації



Рис. 4.21 Ендопротез голівки променевої кістки

Який вид протеза підходить хворому в кожній конкретній ситуації вирішує лікар травматолог-ортопед. Для цього робляться рентгенівські знімки в різних проекціях, що дозволяють не тільки оцінити ступінь руйнування суглоба, але і провести необхідні вимірювання для правильного вибору протеза.

4.6. Ендопротезування променево-зап'ясткового суглоба

Повне ендопротезування променево-зап'ясткового суглоба виконується для поліпшення рухливості в суглобі і зменшення вираженості больового симптому при різних дегенеративно-дистрофічних захворюваннях. Зазвичай цю операцію роблять людям середнього і старшого віку, які мають невисоку ступінь фізичної активності. Але якщо хірург вважає, що операція ендопротезування променево-зап'ясткового суглоба має переваги, що переважають її ризик, то вона може бути виконана і у молодих людей, але за умови, що можна буде забезпечити зниження навантаження, що припадає на променевий суглоб. Те ж саме можна сказати і щодо пацієнтів, для яких відновлення рухливості променево-зап'ясткового суглоба надасть значний позитивний вплив на якість життя.

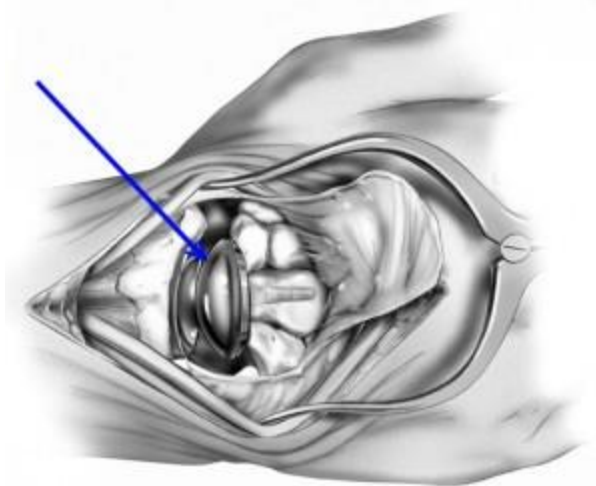


Рис. 4.22 Встановлення ендопротеза променево-зап'ясткового суглоба

Якщо пацієнту планується провести ендопротезування не тільки променево-зап'ясткового, але і будь-якого іншого опорного суглоба, наприклад колінного або тазостегнового, то спочатку виконують

протезування цих великих суглобів, а вже потім проводять імплантацію променево-зап'ясткового суглоба.

Сучасні ендопротези променево-зап'ясткового суглоба дозволяють відтворювати руху в двох площинах, також як їх робить здоровий суглоб. Така механіка рухів ендопротеза можлива завдяки його точній анатомічній конфігурації. Фіксація деталей променево-зап'ясткового ендопротеза здійснюється тільки за допомогою спеціального кісткового клею.



Рис. 4.23 Ендопротез променево-зап'ясткового суглоба

Протипоказаннями для виконання цієї операції є:

- Гострі або хронічні соматичні захворювання в стадії загострення;
- Остеопороз, що приводить до значної розрідженості кісткової тканини і робить неможливим фіксацію протеза;
- Параліч верхньої кінцівки;
- Виражена недостатність функції сухожиль м'язів-розгиначів кисті.

Пацієнтам, у яких ураження променево-зап'ясткового суглоба зустрічається ізольовано від уражень інших суглобів, немає яскраво вираженої потреби в збереженні рухливості кисті в області зап'ястя, а також, якщо не можна виключити значні навантаження на суглоб, замість

ендопротезування краще зробити операцію артродеза, що забезпечує швидке настання анкілоза і тим самим припинення больового синдрому.

Існує ряд факторів, які підвищують ризик розвитку побічних ефектів після імплантації ендопротеза променево-зап'ясткового суглоба. До них можна віднести: активні заняття фізичною культурою, ручну працю, порушення обміну речовин, остеопороз, схильність до падінь, інфекційні, аутоімунні та алергічні захворювання.

4.7. Ендопротезування суглобів кисті та стопи

Ендопротезування міжфалангових суглобів пальців і пястнофалангових суглобів кисті повертає пацієнтів до звичного способу життя, дає можливість займатися улюбленою роботою, позбавляє від багаторічного болю.

Як і для будь-якої іншої операції для ендопротезування суглобів пальців існують протипоказання. До них відносяться:

- Системні або місцеві захворювання в стадії загострення;
- Остеопороз або виражена деструкція кісток, що виключає можливість надійного фіксування ендопротеза;
- Атрофія м'язів ураженого пальця;
- Порушення кровопостачання пальців;
- Відкриті зони росту кістки;
- Висока фізична активність пацієнта;
- Відмова пацієнта виконувати приписи лікаря.



Рис. 4.24 Ендопротези суглобів кисті

Утримуються від установки імплантату, якщо не можна виключити підвищене навантаження на суглоб. Так як в подібному випадку, всупереч очікуванням пацієнтів, операція не виявиться досить ефективною, також з часом можуть посилитися біль, деформація і нестабільність суглоба.

Міжфалангові едопротези призначені як для цементної, так і для безцементного фіксації.



Рис. 4.25 Ендопротези міжфалангових суглобів пальців і пястнофалангових суглобів кисті

В результаті різних захворювань ревматичної природи, а також як один із проявів плоскостопості, може виникати деформуючий артроз, вивих або ригідність в плюснефалангових суглобах стопи. Це призводить до обмеження рухів і болі в області пальців. Як самостійна операція або як етап корекції плоскостопості, виконується унікальна операція – ендопротезування плюснефалангових суглобів.



Рис. 4.26 Ендопротезування першого плюснефалангового суглоба стопи керамічним ендопротезом

5. ПРОТЕЗУВАННЯ ТА CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЇ В СТОМАТОЛОГІЇ ТА ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЬОВІЙ ХІРУРГІЇ

5.1. Поняття CAD/CAM технологій

Свій початок термін САПР (Система Автоматизованого Проектування) бере в 1970-х роках. САПР або CAD (Computer-Aided Design) зазвичай використовуються спільно з системами автоматизації інженерних розрахунків і аналізу CAE (Computer-Aided engineering). Дані з CAD-систем передаються в CAM (Computer-Aided manufacturing) – систему автоматизованої розробки програм обробки деталей для верстатів з числовим програмним управлінням або гнучких автоматизованих виробничих систем. Під терміном «САПР для машинобудування» в нашій країні зазвичай маються на увазі пакети, які виконують функції CAD/CAM/CAE тобто автоматизованого проектування, підготовки виробництва і конструювання, а також управління інженерними даними.

На початку 80-х років, коли обчислювальна потужність комп'ютерів значно зросла, на сцену вийшли перші САМ-пакети, що дозволяють частково автоматизувати процес виробництва за допомогою програм для верстатів з ЧПУ, і САЕ-продукти, призначені для аналізу складних конструкцій. Таким чином, до середини 80-х системи автоматизованих виробництв для машинобудування набули форми, яка існує і зараз. Але найбільш бурхливий розвиток відбувався протягом 90-х років – на той час на поле вийшли нові гравці «середньої вагової категорії». Посилення конкуренції стимулювало вдосконалення продуктів: завдяки зручному графічному інтерфейсу значно спростилося їх використання, з'явилися нові механізми твердотільного моделювання ACIS і Parasolid, які зараз використовуються в багатьох провідних САПР, значно розширилися функціональні можливості.

Багатоосьовий токарно-фрезерний центр програмується з CAD і САМ-програмним забезпеченням і весь його потенціал реалізується єдиним налаштуванням і точною обробкою. Програмне забезпечення знає особливості автоматів поздовжнього точіння і робить їх програмування набагато простішим.

Перші CAD/CAM системи з'явилися в області промислового виробництва (машинобудуванні, архітектурі, будівництві) в 1970-х роках. Лише в 1980-і CAD/CAM системи проникли в стоматологію та щелепно-лицьову хірургію.

5.2. Характеристика стоматологічних CAD/CAM систем.

Принцип роботи та комплектуючі

Основна відмінність стоматологічних CAD\CAM систем полягає в тому, що ці системи виготовляють деталі лише в єдиному екземплярі. Комп'ютерне проектування конструкції пов'язано з індивідуальною формою протезного ложа, рельєф якого повинен бути оцифрований і переданий в електронну-обчислювальну машину (ЕОМ) з високою точністю і швидкістю.

Виготовлення за допомогою комп'ютерів здійснюється двома основними методами: шляхом вирахування, коли з цілого блоку матеріалу видаляється все зайве (наприклад, фрезеруванням) і методом додавання, коли об'єкт вибудовується шар за шаром (швидке прототипування). Більшість сучасних систем засновано на автоматизованому виготовленні каркасів протезів методом фрезерування і подальшому ручному нанесенні облицювального матеріалу.

До особливих переваг фрезерувальних CAD/CAM систем відносяться більш висока точність (крайове прилягання становить до 20-30 мкм), можливість використання тих матеріалів, що недоступні традиційними технологіями, висока продуктивність та компактність обладнання.

Більшість сучасних CAD/CAM систем засновано на автоматизованому виготовленні зубних протезів методом фрезерування. При внутрішньоротовому скануванні і скануванні відбитків фрезерування може застосовуватися для виготовлення моделей зубних рядів і щелеп. Крім того, методом фрезерування можуть виготовлятися хірургічні напрямні шаблони для імплантації.

Важливою характеристикою застосовуваних для САМ фрезерування верстатів є кількість ступенів свободи при обробці деталі. Використовувані в

стоматології верстати бувають 3, 4 і 5 осьовими. Чим більше ступенів свободи, тим більшу складність деталь може бути виготовлена.

Для точного і ефективного фрезерування мають значення такі характеристики, як крок зсуву заготовки і фрези, характер утримання заготовки, кількість заготовок, яка може бути оброблено в автоматичному режимі.

Чим менше крок зсуву, тим більше точність фрезерування. Сучасні верстати забезпечують крок зсуву до 0.5 мкм.

Заготовка для фрезерування може утримуватися різними способами. З огляду на досить великі розміри заготовок, доречно припустити, що одностороннє утримання заготовки зумовлює велике значення можливої похибки фрезерування деталі на стороні віддаленої від точки фіксації в тримачі. Фіксація ж заготовки по всьому периметру зменшує величину похибки.

Більшість фрезерних верстатів передбачає ручну заміну заготовок для фрезерування. Для збільшення продуктивності в деяких верстатах є можливість установки відразу двох заготовок. Великі промислові верстати, так звані міні-заводи, передбачають не тільки автоматичну заміну інструментів, а й оброблюваних заготовок.

Фреза повинна рухатися по замкнутій кривій. Цим скорочується час фрезерування і підвищується його точність.

У стратегії фрезерування повинні бути строго узгоджені: напрямок руху і швидкість руху фрези, швидкість її обертання, тип матеріалу і товщина матеріалу. Спеціальна комп'ютерна програма розраховує режими фрезерування (діаметр, траєкторію, швидкість руху, частоту обертання фрези). Крихкі матеріали повинні оброблятися на високій швидкості обертання фрези, в'язкі і пластичні матеріали на низькій.

При своєму обертанні шпиндель, що утримує фрезу може додатково здійснювати високочастотні вертикальні осциляції (30 кГц). Це зменшує необхідний ступінь тиску на заготовку, що дозволяє виготовляти тонкостінні деталі, збільшує термін служби фрези, оптимізує оброблювану поверхню, зменшуючи ймовірність утворення мікротріщин в матеріалі.

Виділяється зона грубої обробки і тонкої обробки. Зоною тонкої обробки вважається зона близька до фінішної лінії препарування. У випадку грубої обробки вибирається фреза більшого діаметру і задається більший крок руху фрези. У разі тонкої обробки, навпаки, вибирається найтонша фреза і мінімальний крок руху. В цьому випадку скорочується загальний час фрезерування при забезпеченні високої точності виробів. При цьому слід мати на увазі, що при скануванні і подальшій САМ обробці, щільність точок вимірювання або щільність триангуляційної сітки повинна бути різною на різних ділянках об'єкта. Це оптимізує ресурси комп'ютера і швидкість його роботи.

Повинна дотримуватися сумісність типу фрези і використовуваного матеріалу. Для циркону використовується алмазна фреза, для металу – карбідна, для пластмаси – карбідна зі спеціальним малюнком, який перешкоджає налипанню пластику на фрезу, для воску – алюмінієва.

Ці вимоги враховуються в програмному забезпеченні, що управляє роботою фрезерувального верстата. Крім цього, програма оптимізує розподіл виготовлених деталей в об'ємі заготовки.

Класифікація CAD/CAM-технологій

Всі CAD/CAM-системи діляться на два види: «відкриті» і «закриті».

До «закритих» систем відноситься таке обладнання, яке може працювати тільки з певними витратними матеріалами (дисками або блоками з діоксиду цирконію та ін), виробленими, як правило, однією компанією.

Відкриті CAD/CAM-системи мають перевагу для користувачів. В першу чергу, це можливість вибору CAD/CAM матеріала зі спектра наявних на ринку для фрезерування готової реставрації. По-друге, як сканер для оцифровки відбитка або виконання субстанції зуба, так і фрезерувальний апарат, вибираються оператором. Тобто отримані клініцистом знімки за допомогою інтраоральної скануючої камери однієї відкритої CAD/CAM-системи можуть безперешкодно використовуватися для моделювання в програмному забезпеченні іншої відкритої системи і фрезеруватися на верстаті третьої відкритої системи іншого виробника.

За другою основною класифікації всі CAD/CAM-технології поділяють на *лікарські та лабораторні*. Власне, чіткого поділу систем немає. Прийнято вважати, що до складу класичної CAD/CAM-системи, наприклад, CEREC входить знімальний блок з програмним забезпеченням для моделювання і виготовлення обмеженого спектра реставрацій (вкладки, безкаркасні керамічні коронки, тимчасові пластмасові коронки і мостовидні протези з трьох одиниць) і фрезерувальний апарат для шліфування зазначених реставрацій.

Лікарські CAD/CAM-системи також можуть бути зібрані зі скануючої внутрішньоротової камери і фрезерного апарату невеликої продуктивності двох різних відкритих технологій. Також можливий варіант наявності в клініці тільки інтраорального сканера, коли оцифрований знімок наявної ситуації після препарування в порожнині рота передають по інтернету в лабораторію. Але останній варіант задовольнить лише частину потреб пацієнта на ортопедичному прийомі, так як провізорні конструкції в цьому випадку можливо виготовити тільки за методикою «силіконового ключа», тоді як фрезерний верстат міг би в лічені хвилини по знімку до препарування відшліфувати тимчасову пластмасову реставрацію.

Лабораторні CAD/CAM-системи мають широкий спектр зубних протезів, як безкаркасних, так і каркасних, як знімних, так і незнімних ортопедичних конструкцій, а також ряд допоміжних (полімерні моделі, композиції для лиття, хірургічні шаблони та ін.). До складу такої системи входять: лабораторний сканер, розрахований на оцифровку всієї гіпсової моделі або відбитка, ноутбук з програмним зуботехнічним забезпеченням з великими можливостями моделювання, промисловий фрезерувальний верстат, високотемпературна піч для синтеризації каркасів з діоксиду цирконію і низькотемпературна для глазурування і випалення керамічного облицювання або суцільнокерамічних реставрацій.

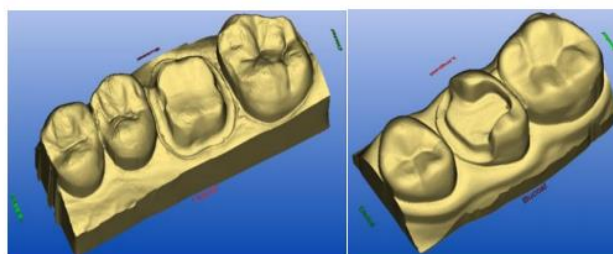
Представники внутрішньоротових сканерів

Піонером в розробці внутрішньоротових скануючих апаратів була фірма Sirona. У 2015 році виповнилося 30 років з тих пір, як технології

CEREC успішно використовуються в стоматологічній практиці для широкого спектра показань.



а

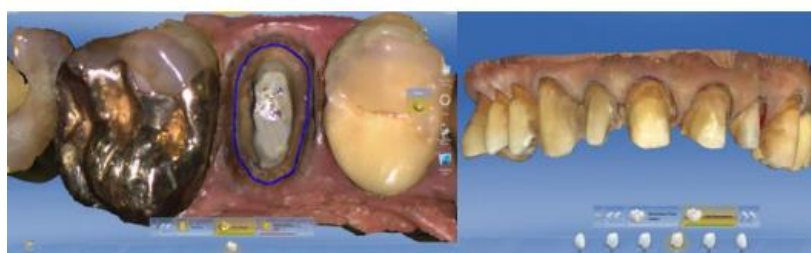


б

Рис. 5.1 Скануюча камера CEREC Bluescan (а) і віртуальна модель після сканування цією камерою препарованих зубів в порожнині рота (б)



а



б

Рис. 5.2 Скануюча камера CEREC Omnicam (а) і відсканована нею картина тканин протезного ложа (б)

Інтраоральний сканер CONDOR – також представник відкритого внутрішньоротового сканера, з його допомогою можливий експорт відкритого файлу формату .STL і .PLY, повністю сумісний з будь-яким програмним забезпеченням.



Рис. 5.3 Внутрішньоротовий сканер Condor

Головною відмінною рисою інтраорального сканера Lava Chairside Oral Scanner є висока точність зображення – більш 1 млн точок на об'єкт, 24 тисячі знімків на хвилину забезпечують формат відеопотоку при створенні зображення. Все це дозволяє створювати і, якщо це необхідно, коригувати 3D-зображення в режимі реального часу, що заощаджує час пацієнта і лікаря.



Рис. 5.4 Інтраоральний сканер Lava

Технічний прогрес завжди породжує нові технології, які можна ідеально інтегрувати в робочий процес виготовлення стоматологічних реставрацій. Тому крім внутрішньоротових скануючих пристроїв вже

представлений апарат для сканування обличчя FACE HUNTER (Система Zirkonzahn 5 TEC). Представляючи апарат Face Hunter, компанія Zirkonzahn пропонує новий сканер для фотографічно реалістичної оцифровки обличчя пацієнта в тривимірному форматі. Роботи можуть виконуватися на основі фізіогноміки пацієнта, що дозволяє здійснювати осьове позиціонування і поєднання даних сканування особи з моделями у віртуальному артикуляторі. Таким чином, можна «віртуально контролювати» навіть лицьову дугу і при необхідності коректувати її положення через програмне забезпечення для моделювання.



Рис. 5.5 Поєднання скан-даних з Face Hunter з моделлю, отриманою оцифруванням Scanner S600 ARTI, у віртуальному артикуляторі (Zirkonzahn)

Представники лабораторних сканерів

Компанія 3Shape виробляє ряд лабораторних сканерів. Вибір скануючого пристрою залежить від необхідної продуктивності апарату.

Лабораторний 3D-сканер D500 для CAD/CAM систем – оптимальний вибір для невеликої лабораторії. У сканері є дві 1,3- мегапіксельні камери, що дозволяють сканування гіпсових моделей з антагоністами, відбитків, множинних штампів на стандартній пластині для фіксації моделі з точністю до 10 мкм. У сканера синя світлодіодна LED-підсвітка, в відсік для сканування поміщаються відразу дві гіпсові моделі. Програмне забезпечення

– Dental System. За часом сканування одиничної коронки займає 40 секунд, трьоходиничного мостовидного протеза – 115 секунд. Країна-виробник сканера – Данія.

Найбільш просунутий сканер компанії 3Shape – сканер D900L. Він володіє найвищою швидкістю і точністю сканування серед сканерів в своїй лінійці. Використовується для переведення в цифрові файли вищезазначених об'єктів, але вже з точністю в 7-8 мікрон. У сканері вмонтовані чотири 5,0-мегапіксельні камери, скануючі в кольорі одиничну коронку за 15 секунд, мостовидний протез з трьох одиниць – за 35 секунд.



Рис. 5.6 Лабораторний 3D-сканер D500 (3Shape)



Рис. 5.7 Лабораторний 3D-сканер D900L (3Shape)

Компанія Smart Optics представляє лінійку оптичних 3D-сканерів ACTIVITY.



Рис. 5.8 Лабораторний 3D-сканер ACTIVITY 855 (Smart Optics)

Компанія Dentsply-Sirona представляє сканер inEos X5. Він забезпечує точну цифрову реєстрацію всіх даних за допомогою автоматичного тримача, проводить 5-осьове сканування за технологією цифрової проекції блакитних світлових смуг. Автоматичне сканування до 4 зубів. Час на оцифровку цілої щелепи займає менше 60 секунд. Наявність ручного режиму сканування для ефективної оцифровки об'єкта. Програмне забезпечення – inLab Scan SW. Цифровий зліпок може бути збережений у відкритому STL-форматі.



Рис. 5.9 Лабораторні 3D-сканери inLab MC X5 та inEos X5 (Dentsply-Sirona)

Фрезерні верстати

Як і сканери, фрезерувальні апарати для CAD/CAM-систем бувають декількох типів, що відрізняються по потужності, продуктивності і спектру конструкцій що виготовляються. Невеликі шліфувальні апарати – високоточні фрезерні верстати, розраховані на шліфування реставрацій у крісла пацієнта. Такі шліфувальні апарати відрізняється компактністю і дозволяють економити місце, завдяки своїм мінімальним розмірам. В основному, це 4-вісні фрезери, призначені для сухого та вологого шліфування всіх основних матеріалів: пластмаси, воску, нанокompозиту, цирконію і всіх видів кераміки. У кожному з пристроїв передбачено комп'ютерне управління процесом – система визначає і підказує користувачеві про необхідність заміни інструментів або води.



Planmeca PlanMill™40



CEREC MC (Dentsply-Sirona)



CEREC MC X (Dentsply-Sirona)



CORiTEC 140i (imes-icore)

Рис. 5.10 Компактні фрезерні верстати

Фрезерувальні верстати для лабораторних CAD/CAM-систем – це універсальна 5-вісна машина, що дозволяє обробляти не тільки цирконій, композити і кераміку, а й метали. Опціональна система водяного

охладження дозволяє досягти більшої гнучкості у виборі конфігурації верстата, що дає можливість підлаштувати систему під завдання оператора. Лабораторні шліфувальні пристрої володіють максимальними можливостями і високою продуктивністю.



Planmeca PlanMill 50



CORiTEC 550i (imes-icore)



CEREC MC XL (Dentsply-Sirona)



CORiTEC 450i (imes-icore)

Рис. 5.11 Фрезерувальні верстати для лабораторних CAD/CAM-систем

Програмне забезпечення

1. *Exocad*

Дане програмне забезпечення (ПЗ) володіє багатьма перевагами, що і пояснює його популярність серед фахівців:

- Можливість створення віртуальних моделей з використанням максимальної кількості необхідних параметрів: кут Беннета, мишелковий

кут, суглобовий шлях, негайний бічний зсув, величина ретрузії і протрузії і т.д.

- Можливість інтеграції з різними пристроями від інших виробників;
- Простота і зрозумілість інтерфейсу.



Рис. 5.12 Інтерфейс ПЗ Exocad

2. Shape 3D

3Shape RealView – додаток, що дозволяють створювати зуботехніку правдоподібні зображення, додаючи до проекту фотографії обличчя пацієнта розроблені 3D-моделі. Даний інструмент дозволяє провести своєчасний аналіз виконаної роботи, а також домогтися максимальних результатів в досягненні оптимальних естетичних характеристик.

Dental System – ПЗ для тривимірного моделювання, що надає потужний автоматизований робочий процес, включаючи менеджмент великих замовлень і високу швидкість взаємодії.

3Shape Dental Desktop – платформа покликана об'єднати всі цифрові стоматологічні додатки в інтегрований інтерфейс, об'єднаний в загальний робочий процес – неважливо, працюєте ви з комп'ютера, планшета або телефону. З ще одним додатком, 3Shape Communicate можна легко обмінюватися сканами і моделями в загальному хмарному сховищі і спільно працювати над проектами разом з іншими медиками – стоматологами, хірургами та зуботехніками.

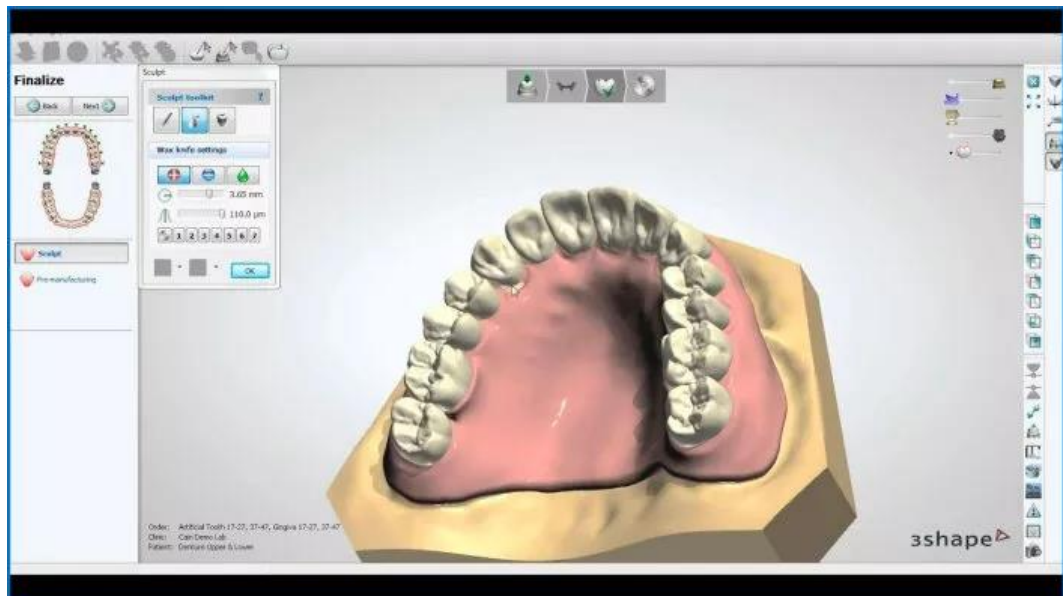


Рис. 5.13 Інтерфейс ПЗ 3Shape

3. *Planmeca ProMax 3D*

Дана широко відома система володіє великим набором функцій, які здатні спростити 2-х і 3-х мірну візуалізацію об'єктів, а також проектування і обробку матеріалу. Програмне забезпечення Planmeca ProMax 3D використовується в апаратах для 3D візуалізації, сумісно з багатьма операційними системами. Переваги даної програми:

- Широкий вибір інструментів для роботи;
- Друк універсальний для всіх типів носія;
- Наявність різних додаткових модулів;
- Функція імпорту та експорту файлів;
- Хороша ступінь візуалізації.

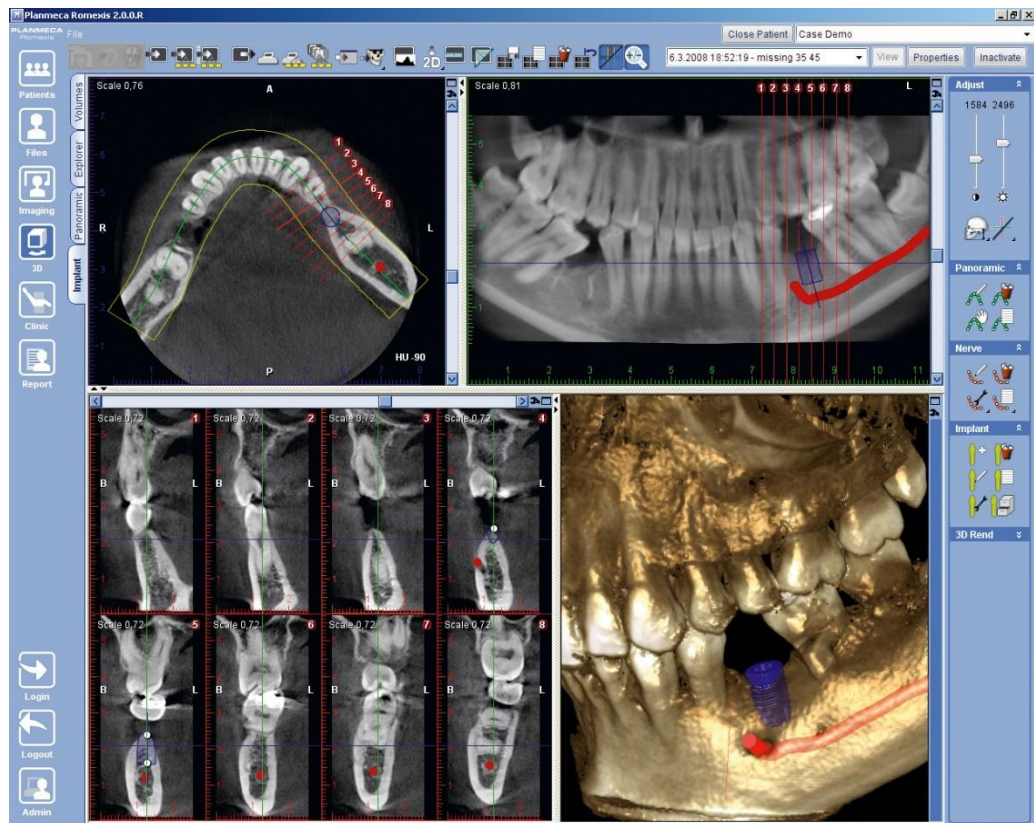


Рис. 5.14 Інтерфейс ПЗ Planmeca ProMax 3D

4. *Avantis 3D*

Можливості ПЗ:

- Віртуальний пацієнт – поєднання в єдиній сцені даних обличчя пацієнта (по фото або скану), зубних рядів і даних цифрової томографії;
- Діагностика і детальний аналіз артикулятора, даних томографії;
- Орто-дизайн – планування процесу вирівнювання зубних рядів із застосуванням візуалізації, аналізу апроксимальних і оклюзійних контактів, проектування моделей для виробництва елайнерів і т.д;
- Імплант-майстер – планування положення і проектування шаблонів, з різними типами фіксації і довільно заданими параметрами системи навігації та направляючих втулок;
- Гнато-студія – 3D-аналіз взаємного розташування використовуваних елементів, розрахунок руху нижньої щелепи і нових даних суглоба. Можливість клінічного 3D-моделювання.

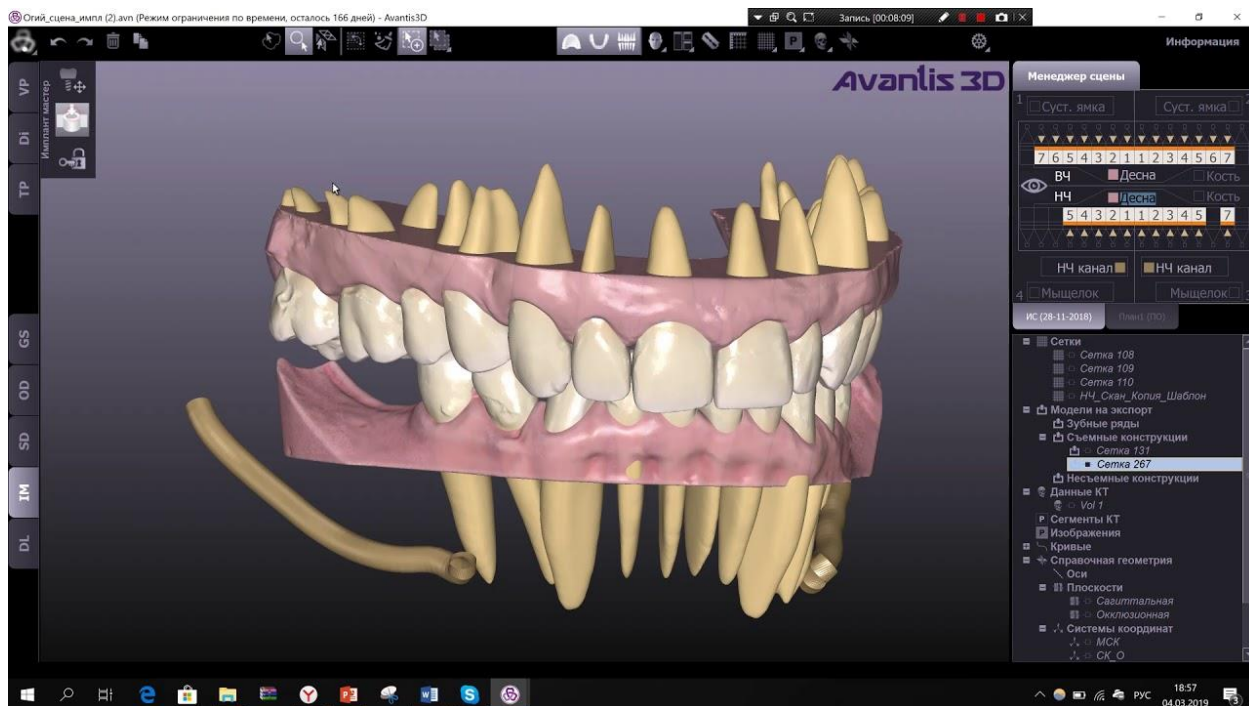


Рис. 5.15 Интерфейс ПЗ Avantis 3D

5. *Materialise Mimics*

Materialise Mimics – унікальна розробка бельгійського бренду, яка по праву вважається кращим рішенням для анатомічного і реставраційного моделювання. Ключовою функцією даного програмного забезпечення вважається обробка даних 2D зображень і їх трансформація в 3D формат для подальшого моделювання.

Materialise Mimics Innovation Suite складається з 3-х базових продуктів:

- Materialise Mimics – ПЗ для обробки даних медичних знімків різного типу (КТ, МРТ, УЗД) і їх трансформації безпосередньо в тривимірний формат.
- Materialise 3-matic – універсальний додаток для анатомічного моделювання, яке гарантуватиме високу точність передачі геометрії навіть складних ділянок.
- Services – модуль проектування і розробки індивідуальних протоколів.

За допомогою Materialise Mimics можна з легкістю і високою точністю обробляти як анатомічні структури, так і об'ємні моделі, що дозволяє

використовувати дану програмну платформу для реалізації завдань широкого спектра.

Застосування:

Платформа є максимально оснащеною різноманітними інструментами для використання в галузі цифрової медицини і при цьому вважається досить простою у використанні.

Моделювання – швидка трансформація двовірних зображень в тривимірні з максимальною точністю передачі геометрії.

Реставраційна медицина - моделювання, а також подальше виготовлення, в тому числі аддитивне, протезів та імплантатів різного рівня складності і застосування.

Хірургія – моделювання об'єктів для імітації оперативного втручання.

Цифрова стоматологія – моделювання і корегування зубного ряду.

Освіта – створення максимально реалістичних прототипів для практичного навчання молодих фахівців, тренувальних зразків.

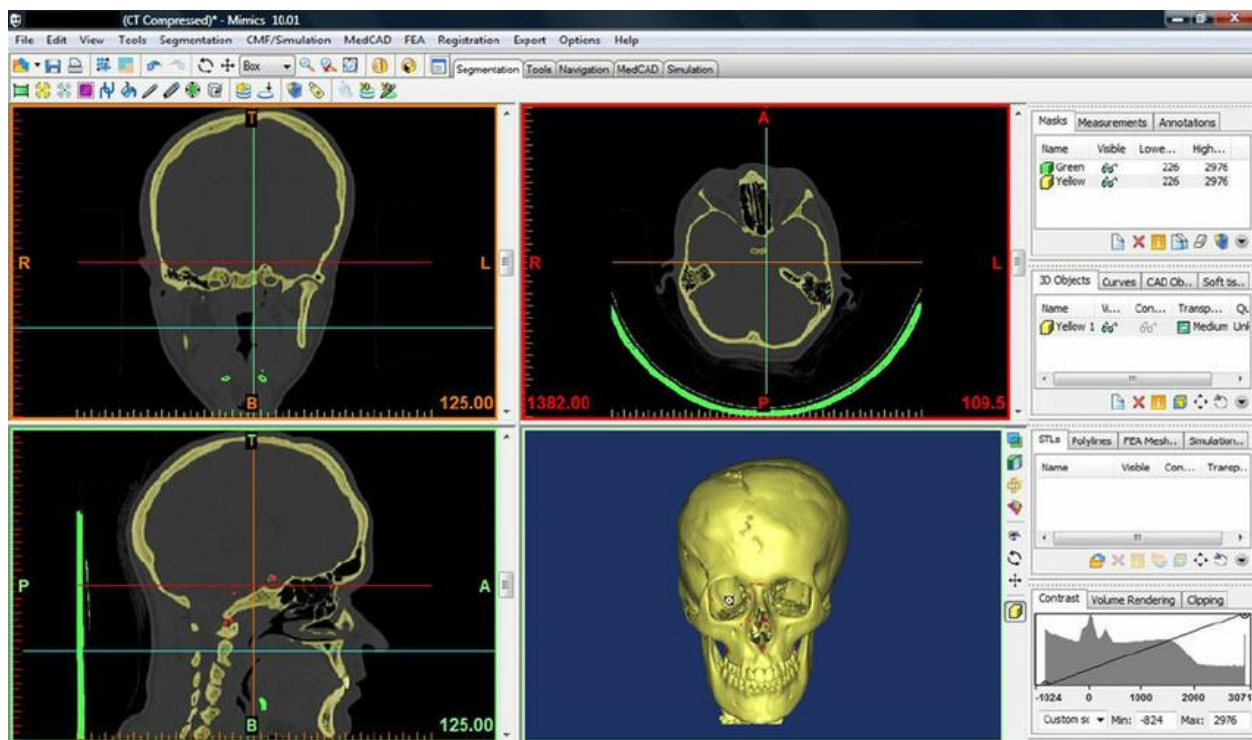


Рис. 5.16 Інтерфейс ПЗ Materialise Mimics

5.3. Конструкції, що виготовляються за допомогою CAD/CAM-систем

Сучасні CAD/CAM-системи можуть виготовляти широкий спектр конструкцій, який залежить, перш за все, від призначення технології і необхідної продуктивності для клініки.

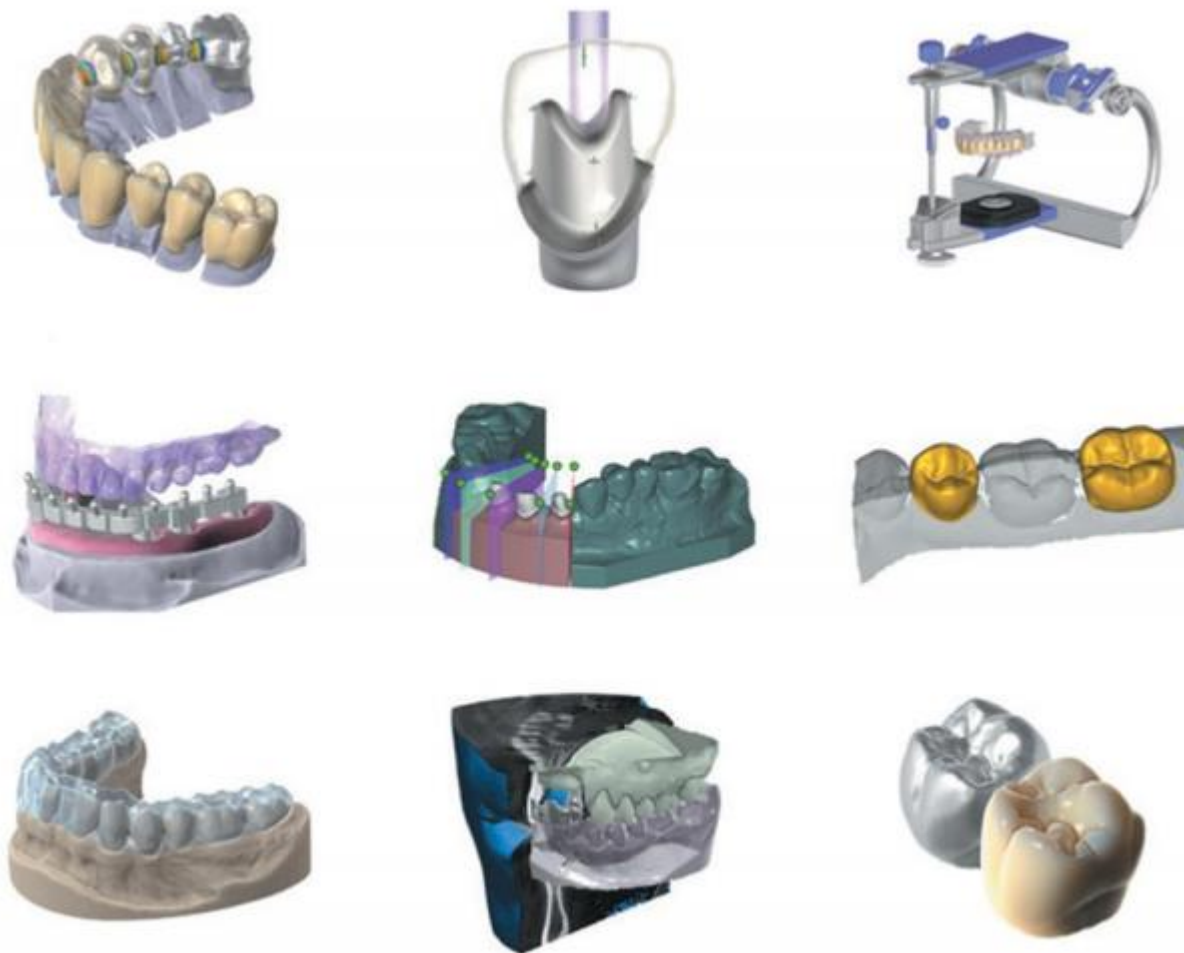


Рис. 5.17 Спектр конструкцій, що виготовляються CAD/CAM-системою ARTMILL 5

В стоматології CAD/CAM системи застосовуються як для виробництва каркасів незнімних зубних протезів за допомогою конструювання на комп'ютері і фрезерування на верстатах з числовим програмним управлінням, так і безкаркасних реставрацій, і знімних конструкцій.

1. Вкладки (*inlay*), накладки (*onlay*), часткові коронки (*overlay*), вініри;

Зазначені реставрації виготовляються, в основному, з різних видів кераміки. Показаннями до виготовлення вкладок є каріозні і некаріозні дефекти твердих тканин зубів при руйнуванні.



Рис. 5.18 Виготовлена на апараті CEREC AC цільнокерамічна вкладка типу «onlay» в порожнині рота (а) і на гіпсовій моделі (б)

2. Поодинокі коронки і мостовидні протези малої і великої протяжності, в тому числі за методикою Multilayer;

3. Телескопічні коронки;

4. Індивідуальні абатменти для імплантатів; Виготовлення індивідуальних абатментів з титану проходить суворий контроль якості з використанням мікроскопа на всіх етапах.

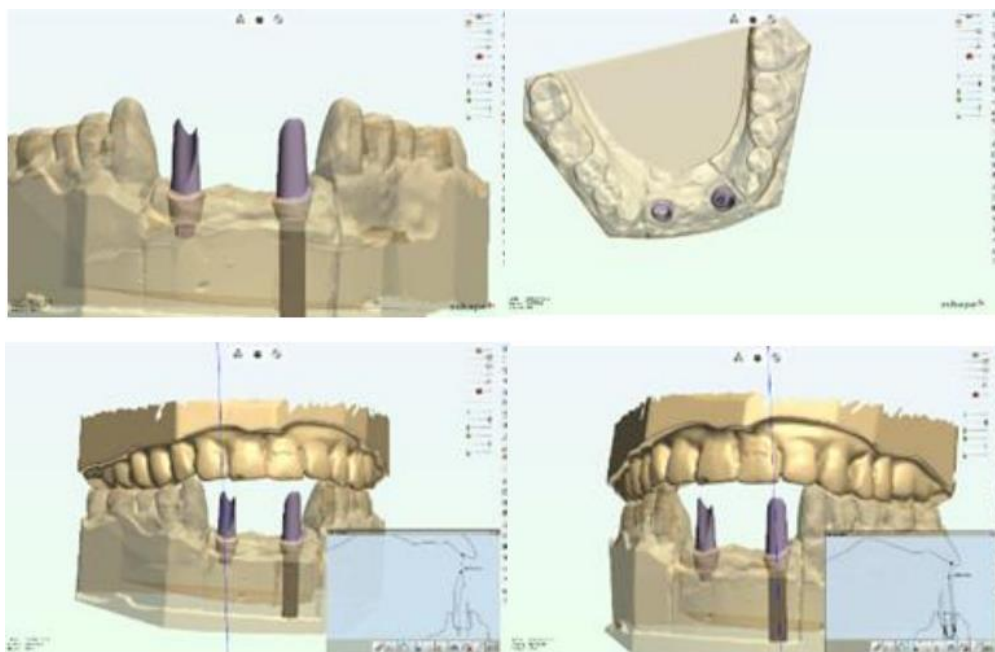


Рис. 5.19 Змодельовані в CAD-модулі 3Shape індивідуальні абатменти

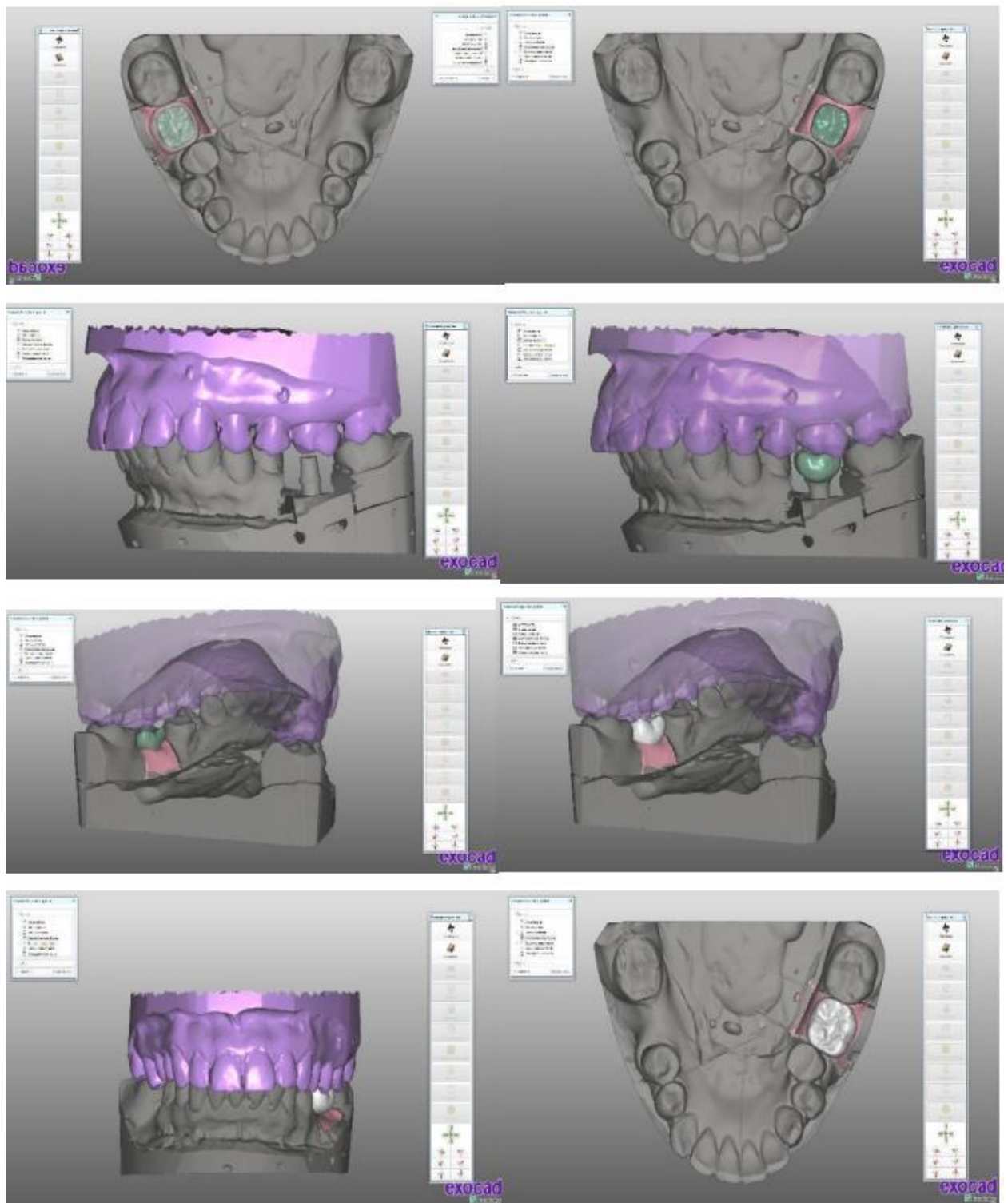


Рис. 5.20 Етапи моделювання реставрації на імпланті в CAD-модулі ExoCad

5. Хірургічні шаблони;

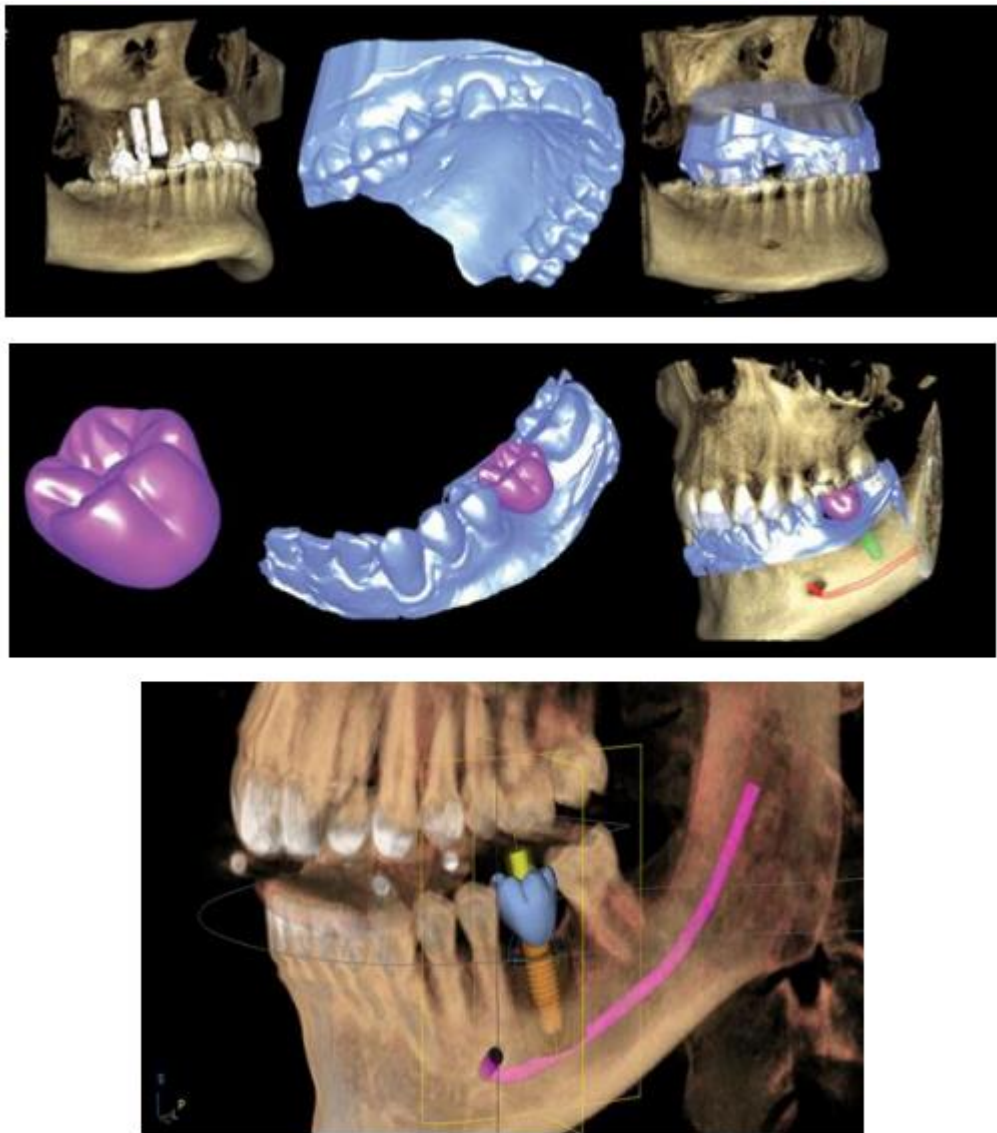


Рис. 5.21 Планування ортопедичного та хірургічного лікування. Накладення конусно-променевої комп'ютерної томограми, 3D-моделі щелепи і відсканованого відбитку в CAD-модулі Planmeca ProMax 3D

6. Моделі для прес-кераміки;
7. Тимчасові коронки в повний профіль і різні конструкції з пластмаси або воску для подальшого лиття;
8. Повноанатомічні коронки з діоксиду цирконію;
9. Кульшові вкладки з діоксиду цирконію;
10. Повні знімні протези;



Рис. 5.22 Повні знімні протези

11. Шини-капи;

12. Балки для опори умовно-знімних протезів на імплантатах;



Рис. 5.23 – Фрезерована металева балка

13. Індивідуальні імпланти для щелепно-лицьової хірургії

Дуже перспективний і затребуваний напрямок використання CAD/CAM-систем – імплантація втрачених кісткових структур в щелепно-

лицьовій хірургії. Наприклад, Planmeca ProModel та Materialise Mimics пропонують імплантати для конкретного пацієнта і фізичні моделі для щелепно-лицевої хірургії – все розробляється індивідуально для досягнення найкращих результатів. Імплантати, розроблені і виготовлені відповідно до будь-якої форми, забезпечують точну відповідність анатомії пацієнта. Сервіс також включає в себе фізичні 3D моделі черепа і хірургічні керівництва для надання допомоги при попередньому плануванні і при самій операції.

Концепція сервісу Planmeca ProModel та Materialise Mimics – це сервіс для створення на основі даних конусно-променевої комп'ютерної томографії/комп'ютерної томографії пацієнта, індивідуальних імплантатів, хірургічних шаблонів і моделей черепа. За кілька робочих днів 3D-імплантати розробляються під час онлайн сесії між хірургом і дизайнером. Використання CAD/CAM-технології дозволяє скоротити в минулому багатогодинні операції до 3,5 годин, при цьому досягається кращий естетичний результат.

На кожного пацієнта в програмі створюється віртуальний профіль, де 3D цифрові моделі зберігаються в базі даних в стандартному форматі STL, що позбавляє від необхідності фізично зберігати гіпсові зліпки. Відсканована 3D-модель може бути накладена на дані конусно-променевої комп'ютерної томографії для створення віртуальних пацієнтів і допомоги лікаря, задовольняючи всі клінічні і терапевтичні потреби в плануванні лікування. Комбінований набір даних забезпечує модель зубних рядів пацієнта без артефактів, включаючи кістки, коронки і м'які тканини. Це дає нові можливості для планування імплантату, виконання хірургічних, ортодонтичних та ортогнатичних операцій.



Рис. 5.24 Модель черепа для попереднього хірургічного планування і готовий до використання імплантат конкретного пацієнта. Орбітальна реконструкція з використанням титанового протеза пацієнта. Імплантат може бути встановлений в одному єдиному положенні (Planmeca ProModel)



Рис. 5.25 Ліва частина щелепи, відновлена після видалення пухлини. Один імплантат для єдиної реконструкції кістки вилиці, верхньої щелепи і орбіти ока. Імплантат складається з сітки, твердих і каркасних структур (Planmeca ProModel)

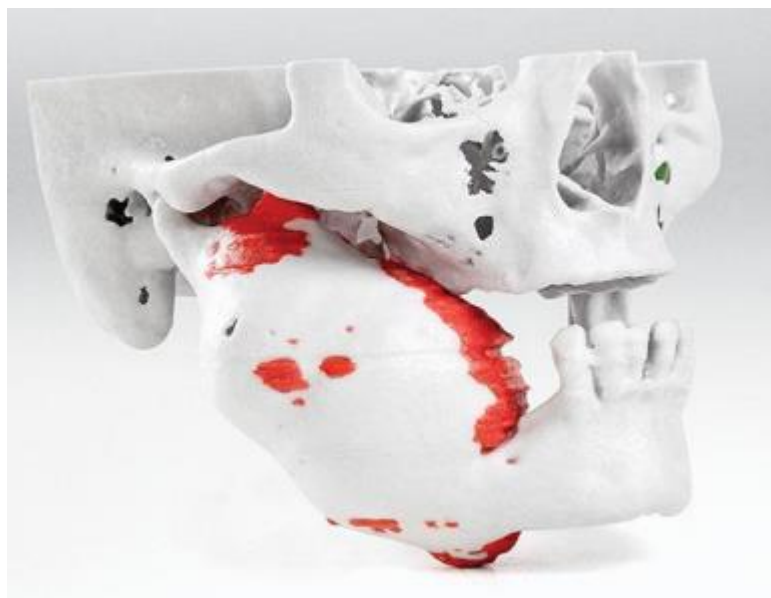


Рис. 5.26 Модель черепа пацієнта для попереднього планування пухлинної хірургії. Пухлина пофарбована червоним кольором (Planmeca ProModel)



Рис. 5.27 Модель черепа пацієнта і хірургічні шаблони для операції на нижній щелепі. Реконструкція лівої нижньої щелепи з імплантатом з металевої сітки (Planmeca ProModel)

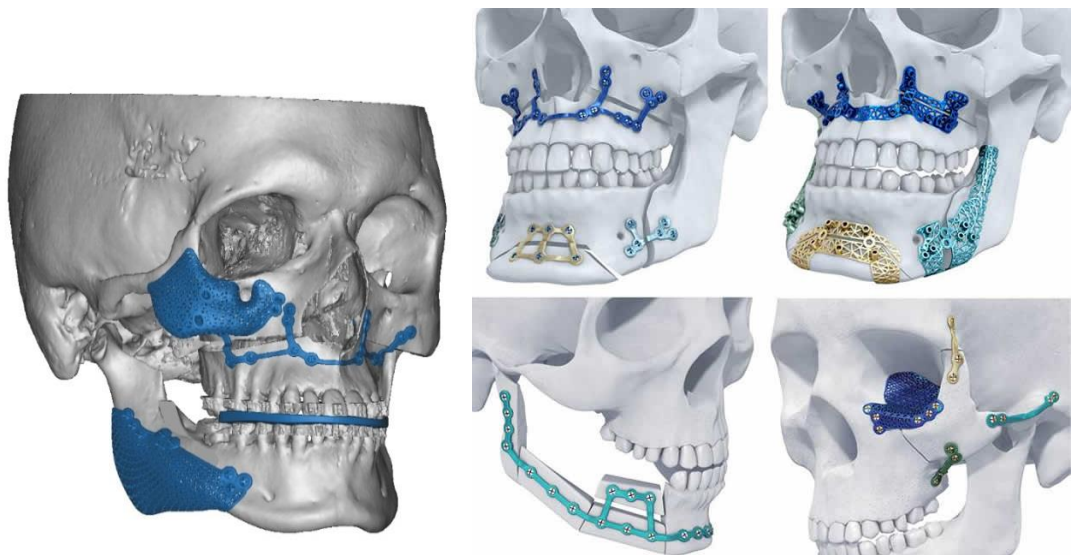


Рис. 5.28 Моделювання та виготовлення титанових заплаток для щелепно-лицьової хірургії (Materialise Mimics)

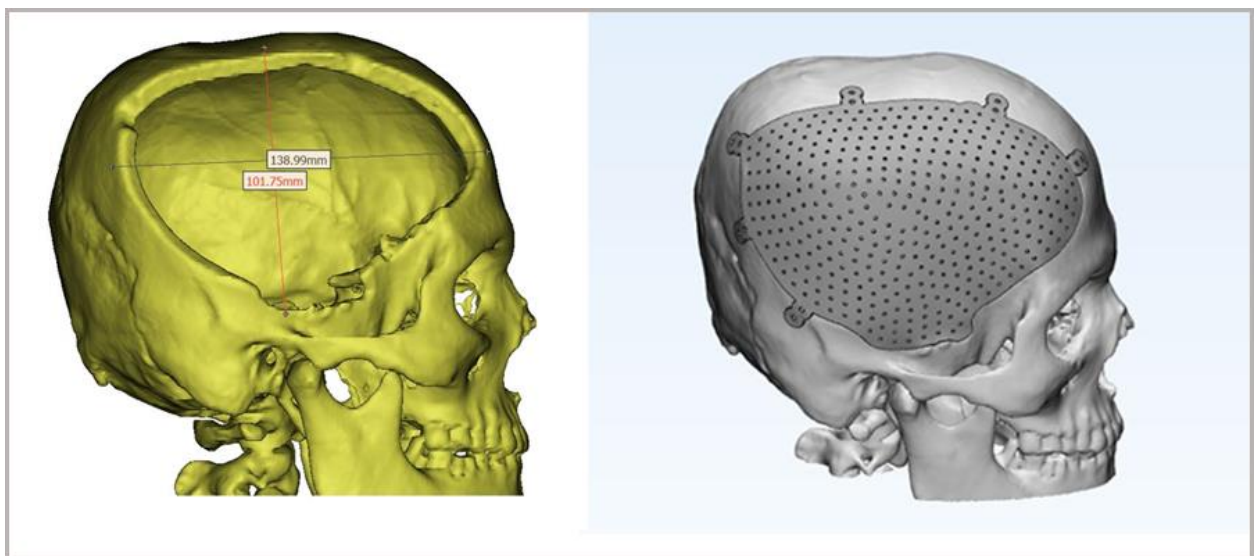


Рис. 5.29 Моделювання титанових заплаток для черепа (Materialise Mimics)

6. ЕСТЕТИЧНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ В МАМОЛОГІЇ ТА ОФТАЛЬМОЛОГІЇ ФАЛОПРОТЕЗУВАННЯ

6.1. Естетичне протезування в мамології

Мастектомія представляє собою повне видалення молочної залози, причому в більшості випадків не тільки її, але і частини м'язової тканини грудної клітки, а також лімфатичних вузлів, через які злоякісні клітини можуть поширюватися по тілу, утворюючи метастази.

Жінка після проведення мастектомії не повинна втратити впевненості в собі і в своїх силах, в можливості відновлення здоров'я та жіночності. Максимально швидко і ефективно досягти бажаних результатів можна за допомогою сучасних засобів екзопротезування. Екзопротези молочної залози мають враховувати анатомо-топографічні особливості проведеної операції і ефективно усувати постмастектомічний дефект.

Екзопротез молочної залози повинен бути не тільки косметичним засобом, але також використовуватися як лікувально-профілактичний засіб, який сприяє швидкій постопераційній адаптації і загоєнню тканин. Такий *протез компенсує ваговий дисбаланс, попереджаючи вторинні деформації тіла (порушення постави, викривлення хребта, опущення плечей і т.д.)*. Екзопротези мають бути виготовлені з безпечних матеріалів, які апроксимують природну тканину. Нові форми грудних протезів прикріплюються безпосередньо до стінки грудної клітини і не вимагають спеціальної білизни для безпеки. Вибір форми грудей визначається типом і ступенем хірургічного втручання, станом шкіри, вагою форми, зручністю використання.

Існують *симетричні* (можливе використання як з правого, так і з лівого боку) і *асиметричні* (ліві і праві) екзопротези молочної залози. Форма симетричних екзопротезів може бути різною: трикутна, каплевидна і овальна.

Протези діляться на дві основні групи:

- Післяопераційні зовнішні текстильні протези для тимчасового носіння;

- Післяопераційні силіконові протези для постійного носіння.

Післяопераційні текстильні протези

Текстильні протези молочної залози представляють собою тканинний мішечок з наповнювачем (в протезах різних виробників використовуються різні наповнювачі) і призначені для використання відразу після операції, буквально через кілька днів. Текстильні протези після мастектомії не мають абсолютно ніякої ваги, тому ніяк не можуть заважати загоєнню післяопераційних швів і завдавати дискомфорту. У більшості випадків текстильні протези мають подвійний розмір і жінка сама може змінювати обсяг за рахунок додавання або зменшення наповнювача всередині, тому більшість з них не дають ідеальної візуальної корекції через особливості розмірної сітки.

Текстильні протези молочної залози створюють лише візуальний ефект наявності молочної залози і дають додаткову впевненість жінці, що деталі її операції не стануть відомі родичам і знайомим, яких вона не хотіла б присвячувати в нюанси свого захворювання.

З огляду на конструктивні особливості текстильних протезів, цей вид протезів молочної залози не дає ідеального приховування косметичного післяопераційного дефекту, а значить, не підходить для використання під облягаючим або тонким одягом. Через відсутність ваги у текстильного протеза, можливе зміщення текстильного протеза вгору, а здорової молочної залози вниз, тоді візуально у грудях з прооперованої сторони виступаюча частина буде вище, ніж з боку здорової молочної залози.

Лікарями не рекомендується використання текстильних протезів молочної залози тривалий час, так як вони не компенсують вагу здорової молочної залози і при тривалому використанні можливі зміни і порушення постави, а також виникнення болю в хребті, особливо, якщо до операції були проблеми зі спиною. Точних рекомендацій щодо строків використання протезів молочної залози немає, але, як правило, якщо припинилися лімфорея (відділення лімфи з прооперованої сторони) і припинилися больові відчуття в області операції, покращилося загальне самопочуття, то можна починати носити силіконовий протез. Таким чином, середній термін носіння

текстильного протеза після мастектомії становить від 2 до 6 тижнів. Якщо з якої-небудь причини термін загоєння затягується (подальше проходження хіміотерапії, індивідуальні особливості), то жінці, можливо, варто звернути увагу на спеціальні моделі силіконових протезів, призначених для подібних ситуацій.



Рис. 6.1 Текстильні ендопротези з наповнювачем із мікрОВОлокна



Рис. 6.2 Візуальна корекція косметичного дефекту текстильним протезом

Післяопераційні силіконові протези

Силіконові зовнішні протези призначені для візуального повного приховування відсутності молочної залози, а також для компенсації різниці у вазі зі здоровою молочною залозою. Силіконові зовнішні протези молочної

залози представляють собою плівкову оболонку у формі жіночих грудей, заповнену силіконом.

Зовнішні силіконові протези після мастектомії використовуються разом зі спеціальною білизною, в якій є кишенька, куди вставляється протез. Зовнішні силіконові протези мають середню вагу в рамках одного розміру, крім цього, за кольором, формою і тактильним відчуттям вони максимально наближені до жіночих грудей. У процесі використання силіконові зовнішні протези нагріваються до температури тіла і при русі повторюють природне коливання здорових грудей.

Силіконові протези рекомендуються до постійного тривалого використання, як тільки зажили післяопераційні шви, закінчилася лімфорея і перестали виникати болі в зоні операції. Якщо повне загоєння відбулося швидко, навіть протягом двох-трьох тижнів, немає необхідності утримуватися від підбору і використання силіконових протезів.

Рекомендується поступово звикати до носіння екзопротезів, кожен день збільшуючи час використання протеза. Якщо навіть при першому використанні не виникає ніяких неприємних відчуттів, то час носіння протеза необмежено. *Під час сну зовнішні силіконові протези використовувати не рекомендується.*

Повні і полегшені силіконові протези

Силіконові зовнішні протези молочної залози діляться на два типи: повні (мають повний вагу) і полегшені (полегшені на певний відсоток від повної ваги). Загальних рекомендацій щодо вибору типу протеза немає, але з досвіду використання силіконових протезів жінками, був зроблений висновок, що на маленькі розміри грудей принципової різниці немає, який протез носити, тому що різниця у вазі настільки невелика, що жінки її не відчують. А ось при підборі силіконових зовнішніх протезів жінками з великими грудьми варто звернути свою увагу на полегшені протези, тому що повний протез при тривалому використанні може надмірно тиснути на плечі, створювати надмірний тиск на спину, і тим самим спровокувати набряк руки або неприємні відчуття.

Ступінь полегшення, яка необхідна тій чи іншій жінці в її конкретній ситуації, можна визначити тільки на примірці і підборі спеціальної білизни і протезів, покладаючись на поради консультанта і особисті відчуття жінки.

Є випадки, в яких носіння повних протезів протипоказані: це набряк руки або схильність до виникнення набряку, в цих випадках підбираються тільки максимально легкі силіконові протези. Якщо не виходить підібрати полегшені моделі так, щоб форма грудей з прооперованої сторони ідеально повторювала форму здорової молочної залози, то в подібному випадку краще знехтувати ідеальною косметичною відповідністю на користь полегшеного протеза. При цьому не варто підбирати зовнішній силіконовий протез на розмір або два менше, краще підібрати максимально легкий, але правильного розміру.



Рис. 6.3 Силіконовий ендопротез та візуальна корекція косметичного дефекту силіконовим ендопротезом

Інноваційні технології екзопротезування грудей

Застарілі ортопедичні погляди про необхідність усунення вагового дисбалансу після мастектомії шляхом примітивного підбору екзопротезів з однаковою масою в даний час визнані однією з причин розвитку постмастектомічного синдрому внаслідок підвищеного навантаження на судини плеча.

На початку 90-х років з'явилися перші публікації про лікувальні ефекти силіконово-гелевих пластин. У цих роботах показано, що силіконове покриття саме по собі зменшує процес надлишкового утворення рубців.

На початку 2000-х була розроблена новітня технологія, що включає використання адгезивного силікону на поверхні екзопротезів, що забезпечує надійну фіксацію екзопротезів безпосередньо до тіла, так звана "адгезивна екзоформа".

Адгезивна екзоформа фіксується безпосередньо на шкірі і чудово імітує груди за кольором, формою і рухом. Володіє неоціненними перевагами швидкого відновлення грудей. Правильно підібрана адгезивна екзоформа є не тільки косметичним засобом, але також використовується як лікувально-профілактичний засіб, що перешкоджає процесам фіброзування і утворення келоїдних рубців.

Результати клінічних випробувань адгезивних екзоформ свідчать не тільки про відсутність будь-яких алергічних проявів, а й про істотне прискорення епітелізації, зменшення больового синдрому (43%), зниження частоти розвитку лімфедми (60%). Продемонстровано, що силіконове покриття екзопротезів зменшує процеси атрофії дерми і надлишкового утворення рубців.

В європейських країнах для жінок, які перенесли мастектомію, адгезивне екзопротезування застосовується в якості альтернативи пластичної операції або в тих випадках, коли вона неможлива за медичними показаннями.

Основна вимога до застосування адгезивної екзоформи це підтримання чистоти адгезивної поверхні і області шкіри на яку її накладають. Носіння екзоформи показано через 6 місяців після операції. Оптимальний термін носіння екзоформи 12 годин на добу.



Рис. 6.4 Адгезивний екзопротез

Новим винаходом ірландської компанії є унікальний єдиний на даний момент *екзопротез, створений без використання поліуретанової плівки*. Ідеально підходить при будь-яких типах операції. Основною перевагою екзопротезів є відсутність плівки, що сприяє нагріванню поверхні тіла, що стикається з екзопротезом. Протез повністю складається з 100% медичного силікону, який не викликає алергії або подразнення шкіри, а також сприяє загоєнню рубців і їх згладжуванню. Екзопротез ідеально повторює контури тіла, заповнюючи нерівності і відсутню тканину. Даний протез завдяки природній адгезії тримається безпосередньо на шкірі. Він дуже міцний і при його пошкодженні силікон не впливає, а сам протез не втрачає своїх властивостей.



Рис. 6.5 Екзопротез без використання поліуретанової плівки

Екзопротези з терморегуляцією

Остання розробка виробників екзопротезів – терморегулююча технологія – знижує потовиділення і вирівнює температуру між тілом і протезом. Система терморегуляції протеза заснована на встановленні з внутрішньої поверхні протеза спеціального гелевого шару, що дозволяє поглинати тепло, створюючи тим самим температурний баланс між протезом і прооперованою поверхнею, а також максимальний комфорт при його носінні. Використовується як в ранньому, так і в пізньому післяопераційному періодах.

При точно підбраному розмірі та правильній експлуатації екзопротеза побічних ефектів, як правило, не спостерігається, проте не слід носити екзопротез більше 12 годин на день.

6.2. Естетичне протезування в офтальмології

У медичній офтальмологічній практиці зустрічаються різні випадки. Якщо в людини вроджений анофтальм або вона втратила око в результаті травми або захворювання, або око втратило функцію зору і візуально відрізняється від іншого ока, – фахівець з протезування ока виготовляє його протез.

Призначення протеза ока – забезпечити пацієнтові симетричний розвиток обличчя (особливо важливо це в ранньому дитячому віці), запобігти деформації обличчя, а також захистити очну ямку від впливу зовнішнього середовища і усунути косметичний дефект. Якісний, відповідний візуально і за формою очний протез дозволяє людині жити повноцінним життям. Ці завдання стали особливо актуальні тепер, в наш час. Як відомо, за останні десятиліття набагато збільшилась кількість краніо-фаціальних пошкоджень. Якщо раніше основною причиною виникнення таких ушкоджень були техногенні та кримінальні травми ока і орбіти, то тепер додалися і причини іншого порядку – військові дії в Азії, на Близькому Сході, зокрема в Афганістані, Іраку, події в Цхінвалі, Осетії, Карабасі, на сході України, почастишали випадки терактів в Європі.

Реабілітація постраждалих з посттравматичними дефектами та деформаціями орбіти залишається актуальною медико-соціальною проблемою. Це обумовлено високою частотою зорових розладів і естетичних порушень в даній групі пацієнтів, складністю хірургічного лікування.

Головною причиною анофтальма в таких випадках є проникаюча травма очного яблука. Статистика свідчить: тільки в Україні щорічно шість з половиною тисяч дорослих пацієнтів і близько п'ятисот дітей потребують протезування ока. Людині, яка позбулася ока вже на першому тижні після операції необхідно поставити протез. Якщо цього не зробити, порожнина зморщується, дрібніє. Штучне око дозволяє сформувати кон'юнктивальну порожнину, – і тоді через 2 місяці можна робити постійний протез.

Види протезів

Післяопераційні протези вставляють пацієнтові на 3-5-й день після операції терміном на 1,5 – 2 місяці. Але є ситуації, коли післяопераційний протез застосовується не раніше, ніж через місяць після операції. З урахуванням особливостей очної порожнини пацієнта післяопераційний протез підбирають з колекції готових протезів.

Тимчасовий протез необхідний, щоб післяопераційний період загоєння очниці протікав без ускладнень і щоб підготувати кон'юнктивальну порожнину до подальшого протезування.

Індивідуальні протези – протез з кріолітового скла. При анофтальмі фахівці більшості пацієнтів рекомендують і виготовляють для них двохстінні очні протези з кріолітового скла. При мікрофтальмі фахівці виготовляють одностінні протези також з кріолітового скла.

Кожен протез – як індивідуальний витвір мистецтва. Для виготовлення необхідні як медичні знання, так і вміння і досвід інженера, і мистецтво художника. Сам протез круглий, як кулька, зроблений зі спеціального високоякісного скла. Перш ніж вставити його в порожнину, з протеза потрібно викроїти відповідну форму. Потім на сферу наноситься сітка судин таким чином, щоб в результаті "око" було максимально схожим на здорове.

Протез з ПММА (поліметилметакрилату/пластмаси). Технологія виготовлення таких протезів – за формою або зліпком. Протез з ПММА

міцний, він незамінний для пацієнтів з вираженою деформацією повіки або з наявними у пацієнта труднощами з доглядом за протезом. Товстий постійний очний протез ставиться після енуклеації або евісцерації. Виготовляється індивідуально за формою очниці пацієнта.

Тонкий постійний очний протез виготовляється для пацієнтів з атрофією очного яблука.



Рис. 6.6 Стан пацієнтів до протезування (А) та після протезування (Б)

Сфера. Сферичний очний протез допомагає підтримувати ріст орбіти і зберігає симетрію обличчя в особливих випадках:

- коли дитина народжується без ока або зі зменшеним очним яблуком і очниця дуже вузька. Таким пацієнтам необхідне поступове розширення очної порожнини за допомогою сферичних очних протезів;
- для пацієнтів, яким необхідно кілька пластичних операцій, на проміжному етапі виготовляють сферу.

Ектопротези. Щоб приховати виражені дефекти обличчя в районі орбіти, виготовляються ектопротези тілесного кольору з силікону і матеріалів ПММА з прикріпленими штучними повіками і відсутніми частинами обличчя (щока, брова).

Термін придатності та використання протезів. Якщо протезист не дав інших вказівок, термін придатності всіх протезів для дорослих – 2 роки. Як правило, протез з кріолітового скла служить до 10 років. Після першого року носіння протези з ПММА рекомендується полірувати.

Періоди заміни протеза. Виходячи з функціональних і косметичних міркувань, рекомендується регулярно міняти протез:

- дітям до 12 років – 2 рази на рік;
- дітям від 12 до 18 років – 1 раз на рік;
- дорослим – 1 раз на 2 роки.

Якщо пацієнт носить протез невідповідної якості, форми або розміру, можлива деформація обличчя, а також кров'янисті, гнійні або слизові виділення, руйнування очниці, слъзоточивість, біль в очниці.

Виготовлення скляних протезів ока

Для виробництва скляних очних протезів використовують такі види протезного скла: склеральне, фонове, зіничне, віночне, кольорове (використовують для виготовлення скруток для замальовки райдужки), рубінове (для імітації кровоносних судин). Всі ці типи скла повинні мати один коефіцієнт термічного розширення, що дозволяє запобігти утворенню тріщин на очному протезі.

Склеральне скло представлено у вигляді трубок циліндричної форми з оптимальним діаметром 16 – 18 мм, товщина стінок 1,0 – 1,3 мм. До цих

трубок пред'являють дуже строгі вимоги, не допускається: овальність, наявність сторонніх включень, повітря.

Виготовлення скляного очного протеза починається з проміжного виробу. Таким виробом є шпiц (рис. 6.7). Його виготовляють за допомогою полум'я пальника при рівномірному обертанні склеральної трубки навколо своєї осі. Потім з шпiца складув-очний протезист видуває кульку (рис. 6.8). Після цього переходять до нанесення фону райдужки на кульку за допомогою спеціального фонового скла. Далі наносять малюнок самої райдужної оболонки, використовуючи кольорове скло. Всі ці маніпуляції фахівець виконує над полум'ям (рис. 6.9). Для передачі особливостей райдужки використовують кілька скруток кольорового скла (3 – 5). Кожна скрутка складається з трьох кольорів і більше.



Рис. 6.7 – Шпiц



Рис. 6.8 – Видування кульки складувом – протезистом



Рис. 6.9 – Нанесення малюнка райдужки над полум'ям



Рис. 6.10 – Готові скляні протези

Наступна операція – нанесення віночка (тобто пігментної облямівки) навколо зіниці. Зіницю на протезі роблять з чорного непрозорого скла, яке називається зіничним.

Наступним етапом є нанесення прозорого рогівкового скла, формування лімба, для чого переходять до нагонки склеральним склом кульки на рогівку. Необхідно, щоб кільце нагонки було всюди однакової ширини і щоб воно сходило плавно нанівець, ставало спочатку напівпрозорим, а потім і зовсім непомітним. Нанесення малюнка кровоносних судин проводиться за допомогою рубінового скла. Судини мають червоний колір, але їх відтінки можуть бути різноманітними. Нитки кровоносних судин наносять на підігріту скроневу і носову частини склери.

Остаточна форма протеза виходить після закладення двостінного протеза і затягування задньої стінки всередину протеза шляхом втяжки ротом при вдиху повітря з протеза через ніжку.

Наступний етап – відрив ніжки від протеза і розгладження полум'ям пальника задньої стінки протеза, яка повинна бути рівномірної товщини, гладкою, без горбів і ямок. Всі етапи технологічного процесу в цілому займають від 50 хв до 1 год.

Для того щоб отриманий очний протез не тріснув від швидкого охолодження і щоб зняти утворені в ній внутрішні напруження, протез поміщають для охолодження на 1,5 – 2 год в розігріту електромufельну піч. На цьому процес виготовлення двостінного скляного протеза закінчується. Описана технологія застосовується при виготовленні індивідуальних форм протезів.

6.3. Фалопротезування

Фалопротезування сьогодні є одним з найбільш затребуваних, безпечних і ефективних методів відновлення ригідності пеніса і лікування еректильної дисфункції. Завдяки науково-технічному прогресу розроблена величезна кількість імплантатів різних параметрів і характеристик. Тому кожного пацієнта можна легко підібрати такий протез, який би в точності відповідав анатомічним особливостям конкретного організму.

Після фалопротезування практично неможливо визначити наявність протеза в плоті – настільки він точно повторює анатомічну структуру статевого члена. Завдяки використанню високоякісних матеріалів, а також точної діагностики проблеми при протезуванні статевого члена, не знижується його чутливість, зберігається статеве збудження, сім'явиверження і оргазм.

Після процедури протезування статевого члена, дія імплантату за своїм функціоналом схожа з функціонуванням кістки пеніса у певних типів ссавців. Використовувані протези відрізняються міцною і бездоганною конструкцією.

У 95% випадків після процедури протезування члена чоловік може вести повноцінне сексуальне життя. Варто зазначити, що процедура фалопротезування не дозволяє збільшити габарити пеніса. Для цих цілей необхідно спеціальне хірургічне втручання.

Показання для фалопротезування

- еректильна дисфункція;
- захворювання статевої системи;
- вроджена аномалія статевого члена;
- кавернозний фіброз;
- ускладнення після хірургічних операцій на органах малого таза.

Види фалопротезів:

- *Некеровані напівжорсткі імпланти* – виготовлені з біологічно нейтрального силікону. Статевий орган після установки такого протеза постійно знаходиться в стані ерекції. Це може викликати певні незручності в повсякденному житті: так, чоловікові доводиться постійно носити втягуючу білизну. У таких протезів найнижча ціна, однак з огляду на технічну недосконалість цей різновид зараз використовують досить рідко. При їх застосуванні чоловіки можуть скаржитися на натирання статевого органу білизною, дискомфорт при заняттях спортом. У виняткових випадках можуть з'явитись пролежні через постійне здавлювання тканин.

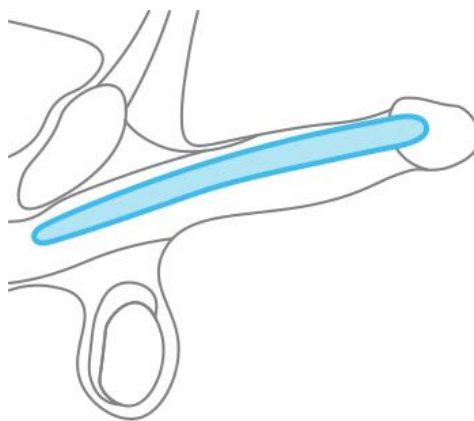


Рис. 6.11 Некерований напівжорсткий імплант

- *Керовані пластичні імпланти* – цей вид фалопротезів є імплантацію 2-х стержнів з функцією запам'ятовування доданої форми. Дана медична послуга спрямована на установку імплантату, який випрямляється перед статевим актом, а по його закінченні приходить в початковий стан. Положення статевого члена необхідно змінювати за допомогою руки, що може бути не дуже зручним. Розмір статевого члена після протезування може бути меншим (до 4 см) від можливої довжини у зв'язку з особливостями розташування конструкції.

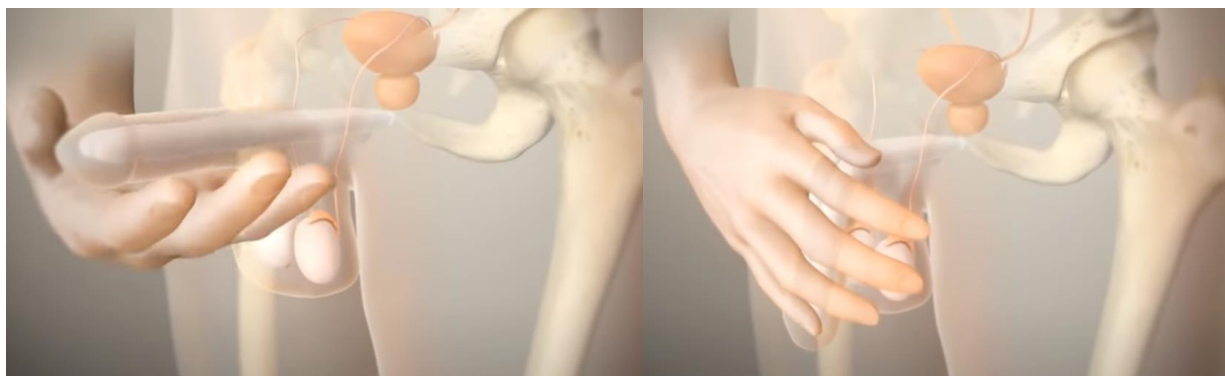


Рис. 6.12 Керований пластичний імплант

- *Гідравлічні імпланти* – це найскладніший за конструкцією, але оптимальний по зручності варіант, який відтворює ерекцію максимально фізіологічно. Термін служби складає більше 20 років. У мошонку імплантується помпа, в області кавернозних тіл розташовуються циліндри. Помпа та циліндри з'єднані між собою трубками. Всі елементи частково заповнені рідиною – фізіологічним розчином. Щоб викликати механізм

ерекції, досить натиснути на помпу. У циліндри при цьому закачується рідина, тому статевий орган збільшується в розмірах. У найдосконаліших моделях крім помпи і циліндрів ще є резервуар з рідиною. Циліндри протеза спочатку порожні і заповнюються рідиною тільки при натисканні на помпу. Завдяки цьому орган поза статевого акту знаходиться в фізіологічному стані повного розслаблення.



Рис. 6.13 Гідравлічний імплант

Можливі ускладнення:

- Гематома мошонки;
- Інфекція;
- Протез перестав працювати. У таких випадках його необхідно виправити або замінити;
- Згодом протез може зноситися. В цьому випадку буде потрібно ще одна операція;
- Протез надувається сам по собі;
- Ерозія, коли протез проходить через шкіру; з більшою ймовірністю це може статися за наявності інфекції і в цьому випадку протез необхідно витягти;
- Міграція, коли протез зміщується; в цьому випадку може знадобитися ще одна операція.

7. ШТУЧНІ ОРГАНИ

7.1. Поняття та класифікація штучних органів

Штучні органи можна визначити як продукти, які призначені для підтримки, заміщення або регенерації хворих, пошкоджених або не повністю функціонуючих органів. Для пацієнтів з сильно пошкодженими органами, які перебувають у списку очікування на трансплантаційний орган, наявність штучних органів може бути єдиним способом вижити. Одним із способів створення штучних органів є використання клітинної терапії та/або технологій інженерії тканин. Також можуть застосовуватися рішення для медичних приладів, засновані на механічних, оптичних, електричних, фізичних та інших технологічних характеристиках.

Історично термін " екстракорпоральні органи" був зарезервований для методик життєзабезпечення, що вимагають обробки крові поза тілом пацієнта. Підтримка або заміна функцій органу виконується, коли потреба є лише тимчасовою або може бути достатньою періодична підтримка. Категорія екстракорпоральних штучних органів не включає різні інші методики, які цілком виправдано можна вважати такими: інфузійні насоси або шкірні пластири для доставки лікарських засобів, штучні серця, що використовуються екстракорпорально, окуляри та контактні лінзи для зору, а також ортопедичні пристрої та маніпулятори, керовані нейронними сигналами для управління рухом.

Екстракорпоральний орган – система життєзабезпечення, яка постійно або періодично виконує функції пошкоджених або погано функціонуючих органів для обробки крові та знаходиться поза організмом людини (системи забезпечення газообміну та фільтрації крові).

Ендокорпоральний орган – система життєзабезпечення, яка встановлюється замість або поруч з пошкодженими або погано функціонуючими органами. (штучне серце, штучна нирка, штучна підшлункова і т.д.).

Серце

Розроблено численні пристрої для механічної підтримки кровообігу у пацієнтів із серцевою недостатністю на кінцевій стадії. Допоміжні шлуночкові пристрої використовуються для підтримки погано функціонуючого серця. Останнє покоління включає осьові та відцентрові кровоносні насоси. Прилади серцевої стимуляції та дефібриляції є добре відомими технологіями. Також з великим успіхом проводиться заміна клапанів серця.

Легені

Природна легеня є чудовим органом для газообміну, і створення штучної легені, яка наближається до газообмінних можливостей природної легені, є значним інженерним завданням. Сучасні оксигенатори крові з порожнистих волокон, що використовуються при серцево-легеневому шунтуванні, мають площі мембран від 1 до 4 м², які упаковані набагато менш компактно, ніж у природній легені, із співвідношенням площі поверхні до об'єму крові в 10 разів менше, ніж у природній легені. Ефективна відстань, через яку газ дифузує між кров'ю та шляхами потоку газу в штучних легенях, становить приблизно 10–30 мкм, що на порядок більше, ніж у природній легені. Таким чином, навіть при використанні 100% газу кисню, штучні легені, що використовуються в даний час або знаходяться в стадії розробки, націлені на рівні газообміну, які можуть підтримувати лише спокійні метаболічні потреби пацієнтів. Неклітинні штучні легені, що розробляються в даний час, походять безпосередньо в концептуальному розумінні з технології порожнистих волокон і мембранних модулів, що використовуються в традиційних клінічних оксигенаторах крові. Щодо рішень на основі клітин, у всьому світі розробляється кілька підходів. Їх можна розділити на такі категорії:

1. Цільова активація або введення ендогенних стовбурових клітин,
2. Створення конструкцій легеневої тканини *in vitro*,
3. Біогібридна легеня, що поєднує медичний пристрій з живими клітинами.

Всі ці підходи все ще перебувають на етапі дослідження

Печінка

Ентузіазм щодо пристроїв, що підтримують печінку, зокрема біологічних систем на основі клітин та альбумінового діалізу, збільшився за останнє десятиліття, що призвело до значної клінічної активності як в рамках, так і поза конструкцією клінічних випробувань. У клінічному застосуванні при гострій печінковій недостатності перехід до трансплантації штучної печінки є більш реалістичною метою, ніж очікування донора для трансплантації.

В даний час не існує жодного штучного органу або пристрою, здатного наслідувати всі функції печінки. Деякі функції, пов'язані з виведенням токсичних речовин, можуть наслідувати діаліз печінки, гемоперфузія або плазмаобмін, експериментальне лікування печінкової недостатності. Досі не було показано, що ці методи покращують виживання пацієнтів з печінковою недостатністю, хоча гемодіаліз добре працював при нирковій недостатності пов'язаній з печінковою недостатністю. На даний момент найбільш перспективними підходами до медичних приладів є SPAD (одноразовий діаліз альбуміну) та MARS (система рециркуляції молекулярних адсорбентів), що поєднує звичайний діаліз та діаліз альбумінів. Обидва підходи все ще знаходяться в експериментальній фазі, і майбутні перспективи залежать від ефективності рандомізованих контрольованих досліджень, що забезпечуються належним чином. Штучні системи підтримки печінки на основі медичних виробів сприятливо впливають на неврологічний стан пацієнтів, але не покращують виживання.

Нирки

Нирка виконує багато функцій. Поряд з виведенням відпрацьованих речовин, вона також забезпечує загальний важливий гомеостаз крові через складну систему виведення гормонів та повторного всмоктування мінералів, води та білків. Сучасна терапія гемодіалізом, яка є стандартним лікуванням для пацієнтів із кінцевою стадією ниркової недостатності не забезпечує останню і, як наслідок, пов'язана зі значною захворюваністю та смертністю. Розробляються дві системи, які, як очікується, покращать замісну ниркову

терапію і зможуть призвести до вищих показників виживання у пацієнтів, які чекають на трансплантацію нирки.

Одна система використовує підхід на основі чистого медичного обладнання. Вона імітує функцію виведення та реабсорбції нирки за допомогою подвійних фільтраційних мембран. Одна мембрана функціонує як «класичний» блок гемофільтрації. Друга мембрана призначена для реабсорбції речовин із гемофільтрату, які втрачаються під час «класичного» гемодіалізу. Селективність мембран може бути значно покращена за допомогою нових технологій виробництва. Розумні наномембрани можуть бути розроблені для вибіркового пропускання молекул не лише на основі розміру молекул, але й діелектричних властивостей молекули.

Друга можливість утворюється завдяки використанню живих клітин або тканин. Підходи, засновані на клітинах, які зараз розробляються, можна розділити на такі категорії:

1. Відновлення нирок шляхом використання стовбурових клітин,
2. Трансплантація тканини нирок плода,
3. Використання апаратів із екстракорпоральним покриттям нирковими клітинами,
4. Використання *in vivo* матриксів, покритих нирковими клітинами.

Підшлункова залоза

(Біо-) штучна підшлункова залоза покращила б якість життя інсулінозалежних пацієнтів та мала б медичні переваги. Вже понад 40 років проводяться дослідження щодо розробки замкнутої системи вимірювання рівня глюкози та системи доставки інсуліну. За останнє десятиліття було досягнуто прогресу у розробці важливих компонентів: глюкометрів та інсулінових насосів. Обидва вони комерційно доступні, включаючи алгоритми вказівки щодо дози та варіанти управління даними, а можливості застосування з кожним роком стають все більш досконалими. Однак повністю замкнуті системи все ще не є надійними та достатньо точними для продажу. Це пояснюється головним чином проблемами з довгостроковим вимірюванням глюкози та складністю алгоритмів контролю дози, які повинні реагувати на багато різних фізіологічних обставин.

Сечовий міхур

Для лікування дисфункції сечового міхура доступно кілька імплантованих медичних пристроїв та (хірургічних) методів. Деякі з цих пристроїв і методів виявилися успішними, зокрема, стимуляція крижового корінця, нейромодуляція крижового нерва та штучні сфінктери уретри. Необхідно подолати далекосяжні хірургічні процедури (наприклад, ризотомія), технічні збої (у випадку штучних сфінктерів уретри) та відсутність селективної нервової активації, перш ніж ці імплантовані медичні пристрої зможуть набути більш широкого застосування.

Кишечник

Останні події в області стимуляції крижового нерва, процедур штучного сфінктера кишечника та динамічної грацилопластики вважаються перспективними. Ентузіазм до будь-якої нової техніки часто призводить до надмірного підкреслення результатів, і ранні звіти, як правило, хороші. Результати можуть погіршуватися з часом, і довгострокові результати не відповідають початковим обнадійливим даним, таким як, наприклад, у випадку штучного сфінктера кишечника або динамічної грацилопластики.

Проектування та процес оцінки

Штучні органи можуть замінити лише ті функції, які були включені в їх конструкцію. Отже, при проектуванні штучного органу першим завданням є встановлення специфікації пристрою, тобто функції або функцій, які має виконувати створена людиною конструкція, та фізичних обмежень, які застосовуються, оскільки пристрій повинен взаємодіяти з тілом людини.

Визначення специфікацій та обмежень – це перший крок у концептуалізації штучного органу. Тільки тоді, коли це буде зроблено, можна буде реально думати про альтернативні варіанти дизайну, обмеження доступних матеріалів та клінічні обмеження, які будуть застосовуватися, серед яких ключовими є зв'язки з тілом та тривалість очікуваної служби. Як тільки всі ці міркування будуть інтегровані, наступним кроком, як правило, є побудова прототипу. В ідеалі пристрій повинен досягти всього, що очікувалося зробити, але, як правило, він демонструє певний рівень продуктивності та довговічності, який не відповідає проектним

специфікаціям, або через неправильне судження щодо необхідної функції, або через якусь непередбачувану проблему, що виникає на інтерфейсі між пристроєм та корпусом.

Наступний етап розвитку можна назвати оптимізацією. На даний момент необхідні нові експерименти для встановлення надійності та ефективності пристрою на моделях тварин. Це етап перевірки приладу, який спочатку проводиться на тимчасових експериментах, а згодом повинен бути розширений до періодів спостереження, що приблизно відповідають тривалості передбачуваного використання у людей.

Завершальним етапом проектування для багатьох штучних органів є індивідуалізація, тобто здатність відповідати потребам різних людей. У деяких випадках протези повинні відповідати дуже суворим розмірним критеріям, що передбачає, що вони повинні виготовлятися в розширеному діапазоні розмірів.

Процес оцінки штучного органу, як правило, проводиться у п'ять фаз:

1. Стендове тестування *in vitro*;
2. Оцінка *ex vivo*;
3. Дослідження *in vivo* на експериментальних здорових тваринах;
4. Дослідження *in vivo* на експериментальних хворих тваринах;
5. Загальне клінічне використання.

У галузі штучних органів проводиться безліч дослідницьких програм з усіх основних систем органів. Однак лише обмежена кількість підходів досягла фази загального клінічного використання. Створені пристрої для підтримки органів існують як місток для трансплантації або довготривала хронічна підтримка серця, підшлункової залози та сечового міхура. Проводяться клінічні випробування на апараті для штучного серця, пристроях для підтримки печінки та нирок, клітинній терапії серця та тканинному біореакторі в поєднанні з функціями діалізу для заміщення ниркової недостатності. Біоштучна печінка та підшлункова залоза, засновані на використанні свинячих клітин, показали певні перспективи, також у попередніх невеликих клінічних випробуваннях, але в даний час заборонені в багатьох країнах з етичних міркувань.

7.2. Екстракорпоральні органи

Екстракорпоральний кровообіг – це будь-яка процедура, при якій у пацієнта береться кров, фільтрується та наповнюється необхідними речовинами і потім повертається. Переважна більшість цих процедур виконується з перервами. До штучних органів, які здійснюють масовий перенос у кров та із неї входять пристрої, що використовуються для діалізу при замісній терапії нирок, розділенні плазми (плазмаферез) та екстракорпоральній оксигенації. Всі ці процедури передбачають контакт крові з біоматеріалами, механічне відкачування крові та перенесення маси в кров та з неї.

7.2.1. Заміщення функцій нирок

Замісна терапія нирок описує такі методи лікування, як перитонеальний діаліз, гемодіаліз та гемофільтрація, що використовуються для детоксикації крові у випадках ниркової недостатності. Ниркова непридатність може бути викликана гострою нирковою недостатністю, як правило, швидким початком і внаслідок зовнішніх причин, або хронічною нирковою недостатністю, як правило, внаслідок пошкодження тканин нирок. Хронічна ниркова недостатність може бути спричинена інфекцією, токсинами або гіпертонією, а також може виникнути як ускладнення при цукровому діабеті. Кров може фільтруватися за допомогою екстракорпорального гемодіалізу (відомий як діаліз), перитонеального діалізу та екстракорпоральної гемофільтрації (форма плазмаферезу).

Функція нирок

Нирка відповідає за підтримку осмотичного та водного балансу організму; за детоксикацію та виведення метаболічних відходів і ендокринні функції. Вона виконує свої функції за допомогою комбінації фільтрації, селективної реабсорбції та активної секреції. Функціональною одиницею нирки є нефрон, яких у кожній нирці приблизно 1 мільйон. На рисунку 7.1 показано схематичне зображення нефрону та пов'язаних з ним спеціалізованих судин. У клубочку вся кров фільтрується. Фільтрат містить

воду та розчинені речовини з молекулярною масою нижче 60 000 (невеликі білки, амінокислоти, глюкоза, сечовина та іонні розчинені речовини), подібного складу до плазми крові. Тут фільтрується приблизно 10% об'єму крові, що потрапляє в клубочок. Решта крові переходить у перитубулярні капіляри і судини, тоді як фільтрат потрапляє в проксимальні звивисті каналці. У рештках структур нирок вода, дрібні білки та розчинені речовини реабсорбуються активними та пасивними процесами, тоді як певні метаболіти секретуються безпосередньо в каналцеву рідину. Ці процеси призводять до чистої реабсорбції приблизно 98–99% фільтрованої води та загальної реабсорбції глюкози, білків та амінокислот із фільтрату. Здорова людина буде виділяти в середньому 1-2 літри концентрованої сечі на день. Окрім видільної функції, нирка також виконує регуляторну та ендокринну функції. Вона контролює кислотно-лужний баланс крові та водний баланс організму за допомогою селективної секреції H^+ у сечу для контролю рН та дії антидіуретичного гормону, який контролює концентрацію сечі. Нирка відіграє роль у регуляції артеріального тиску через секрецію реніну та тканинних гормонів (простагландинів). Нирка також виділяє еритропоєтин, який сприяє утворенню еритроцитів у кістковому мозку.



Рис. 7.1 Схематичне зображення нефрону

Лікування ниркової недостатності

На початкових стадіях хронічна ниркова недостатність лікується консервативно. У міру прогресування захворювання необхідне очищення крові для виведення токсинів із крові. Тяжкість хронічної ниркової недостатності може бути зменшена обмеженням споживання білка, калію (K^+) і води пацієнтом за допомогою ретельно керованих дієт та введення бікарбонатних добавок для підтримки здорового рН крові. Добавки еритропоєтину дають для підтримки гематокриту пацієнта. У міру прогресування захворювання стає необхідною певна форма замісної ниркової терапії.

Перитонеальний діаліз

Перитонеальний діаліз використовує очеревину мембрану, що вистилає стінки черевної порожнини, та органи черевної порожнини для масового обміну. Діаліз вводять у порожнину очеревини через катетер, як показано на рисунку 7.2. Перебуваючи в порожнині очеревини, метаболічні відходи, такі як сечовина і креатинін, токсини та надлишки розчинених речовин (K^+ , наприклад), переносяться з крові в діалізат за допомогою діалізу, тоді як вода виводиться за допомогою осмосу. Потім використаний діалізат видаляється.

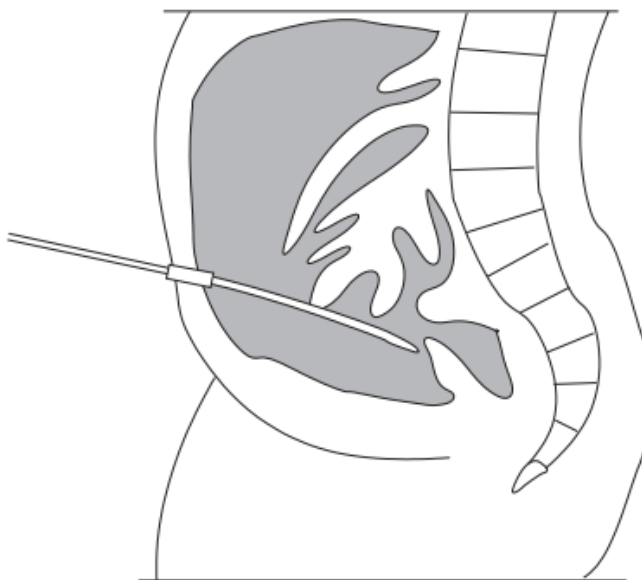


Рис. 7.2 Позиціонування катетера в порожнині очеревини

Перитонеальний діаліз залежить від ряду факторів. Швидкість виведення розчиненої речовини залежить від кровотоку в капілярах

очеревини та її проникності, а також від градієнтів концентрації між кров'ю та діалізатом. Крім того, придатність пацієнта для лікування перитонеальним діалізом часто залежить від величини залишкової функції нирок.

Існує дві основні форми терапії перитонеального діалізу. *Безперервний амбулаторний перитонеальний діаліз* (БАПД) є найбільш часто використовуваною формою, особливо у пацієнтів молодшого віку, які можуть керувати власною терапією. У цьому методі лікування діалізат вливають у порожнину очеревини, дають йому пробути певний час, потім зливають і замінюють свіжим діалізатом. Як правило, пацієнт проводить від 5 до 6 обмінів на день. Перевага полягає в тому, що він пропонує пацієнтам певну незалежність, оскільки більшість часу вони не прив'язані до будь-якого обладнання.

В автоматизованому перитонеальному діалізі (АПД), який також відомий як безперервний циклічний перитонеальний діаліз, система здійснює обмін, як правило, вночі, поки пацієнт спить. АПД може значно підвищити кліренс метаболітів, особливо у пацієнтів із швидким обміном між очеревиною та діалізатом (високі або швидкі транспортери). При лікуванні АПД система здійснить кілька повних обмінів за ніч, при цьому повний цикл вливання, перебування та дренажу буде завершений за 30 хвилин або менше, а обробка триватиме загалом 8–12 годин. АПД іноді називають періодичним перитонеальним діалізом, якщо АПД проводиться лише вночі. Багато пацієнтів використовують комбінацію БАПД вдень та АПД вночі.

Виведення токсину при перитонеальному діалізі – це сума залишкової функції нирок пацієнта та виведення токсину шляхом гемодіалізу. Загальне виведення токсинів, метаболітів та води повинно бути достатнім, щоб підтримувати здоров'я пацієнта. Оскільки видалення води залежить від осмотичного тиску діалізату, він постачається у трьох різних концентраціях: 3,86% глюкози; 2,27% глюкози; і 1,36% глюкози. Усі три концентрації є гіпертонічними, і це призведе до переходу води в діалізат; швидкість передачі залежить від осмотичного градієнта. Більш концентрований діалізат збільшить швидкість ультрафільтрації, а отже, посилиться видалення розчинених речовин, а також води; однак більш сильні концентрації діалізату

застосовуються лише за необхідності, і більшість переходів виконуються із застосуванням стандартної (1,36%) концентрації діалізату.

Перитонеальний діаліз має ту перевагу, що кров пацієнта не контактує з будь-якими штучними поверхнями; отже, немає необхідності в антикоагуляції. Недолік полягає в тому, що діалізат повинен вводитися в порожнину тіла, що супроводжує ризик інфікування. Життєво важливо забезпечити стерильність діалізних розчинів та запобігти інфекціям у місці доступу. Найбільш частим ускладненням перитонеального діалізу є перитоніт, і це також є найпоширенішою причиною припинення процедури. У більшості випадків, коли перитонеальний діаліз доводиться припиняти, пацієнти починають лікування гемодіалізом.

Гемодіаліз

Залежно від розміру пор і інших характеристик мембрани з крові шляхом дифузії можуть видалятися речовини з різною молекулярною масою – від натрію, калію, сечовини до білків (β_2 -мікроглобуліну). З діалізного розчину в кров пацієнта також можуть переходити електроліти (натрій, калій, кальцій, хлорид і т. д.) і крупномолекулярні речовини. Тому діалізний розчин містить певну концентрацію електролітів для підтримки їх балансу в організмі пацієнта і проходить спеціальне очищення, щоб не допустити потрапляння бактеріальних токсинів або токсичних речовин в кровотік пацієнта. Слід зазначити, що *при дифузії з крові практично не видаляються пов'язані з білками і гідрофобні токсичні речовини.*

Ультрафільтрація – видалення з організму води внаслідок різниці гідростатичного і осмотичного тисків по обидві сторони напівпроникної мембрани. Ультрафільтрація відбувається за рахунок явищ конвекції.

Конвекція – узгоджений колективний рух груп або агрегатів молекул усередині рідини.

Конвекційний потік – переміщення частинок рідини чи газу, зумовлене різницею температур, густин, тиску та ін.

Необхідний конвекції градієнт тиску досягається за рахунок підвищення тиску крові на напівпроникну мембрану, як правило, роликовим

насосом або (чи) відповідним насосом для створення пониженого тиску діалізного розчину.

Діаліз – це процес перенесення розчиненої речовини через напівпроникну мембрану і в принципі подібний до дифузії. Це пасивний процес, коли молекули розчиненої речовини досить малі, щоб пройти крізь мембрану рухаючись із зони високої концентрації розчиненої речовини в область низької концентрації розчиненої речовини. Типові гемодіалізатори використовують мембрани з відсіканням молекулярної маси від 5000 (мембрани з низьким потоком) до 20000 (мембрани з високим потоком) та площею поверхні від 0,5 до 2,1 м².

У гемодіалізаторі кров тече через порожнисті мембранні волокна, а діалізат тече протиточним способом, як показано на рисунку 7.3. Відходи обміну речовин, такі як сечовина та креатинін, переносяться з крові в діалізат завдяки градієнту концентрації. Діалізат повинен бути ретельно розроблений, щоб забезпечити підтримку нормальної концентрації глюкози та розчинених речовин у крові. Кров та діалізат осмотично збалансовані; отже, будь-яке видалення розчиненої речовини здійснюється ультрафільтрацією через перепад тиску ($P_B - P_D$) між відділами крові та діалізату.



Рис. 7.3 Принцип діалізу

Гемодіаліз – це періодична терапія, яка, як правило, проводиться кожні 48 годин, сеанси тривають до шести годин одночасно. Обмежувальним фактором для тривалості сеансу гемодіалізу є швидкість виведення води, оскільки вода може витягуватися лише з плазми крові, а швидкість перенесення рідини з внутрішньоклітинної рідини та басейнів міжклітинної

рідини в плазму (поповнення плазми) повинна бути достатньою для підтримки нормального артеріального тиску.

На рисунку 7.4 показано типовий контур гемодіалізу, який включає кров'яний насос, діалізатор та артеріальний фільтр. Кров береться з діалізного доступу (рис 7.5), який зазвичай знаходиться в руці, і перекачується через діалізатор (рис 7.6) зі швидкістю, що варіюється від 50 до 400 мл/хв, залежно від стану пацієнта, зокрема кровотоку та артеріального тиску в судині доступу, а також необхідного кліренсу розчиненої речовини та швидкості ультрафільтрації. Діалізат готують або партіями, або постійно, як правило, змішуючи концентрат та оброблену магістральну воду. Швидкість потоку діалізату варіюється в межах 300–800 мл/хв. Більшість процедур виконується при 500 мл/хв.

Кровоносні судини не в повній мірі пристосовані, щоб створювати достатній постійний кровотік для проведення діалізу. Вени розташовуються безпосередньо під шкірою, і нерідко їх можна побачити неозброєним поглядом. У вени легко можна ввести голку, але кровотік в них занадто слабкий для проведення діалізової терапії.

В артеріях кров тече під більшим, ніж у венах, тиском, але вони захищені набагато глибше під шкірою і важкодоступні для введення голки. Крім того, для артерій характерні виражена пульсація і високий кров'яний тиск, що ускладнює проведення діалізу. З цих причин необхідним для проведення гемодіалізу є створення фістули.

Фістула формується в ході короткочасного хірургічного втручання, під час якого артерія приєднується до вени – саме тому фістула називається "артеріовенозною". Фістули, як правило, розміщуються на передпліччі. Спеціально створена кровоносна судина поєднує в собі властивості артерій і вен.

У міру дозрівання діаметр цієї судини зростає, що полегшує введення голки, паралельно збільшується товщина стінки фістули. Цей "процес дозрівання" зазвичай займає від двох до шести тижнів. По завершенні дозрівання фістулу можна використовувати, так як вона дозволяє отримати

велику кількість крові для очищення в системі екстракорпорального кровообігу, забезпечуючи ефективність гемодіалізу.

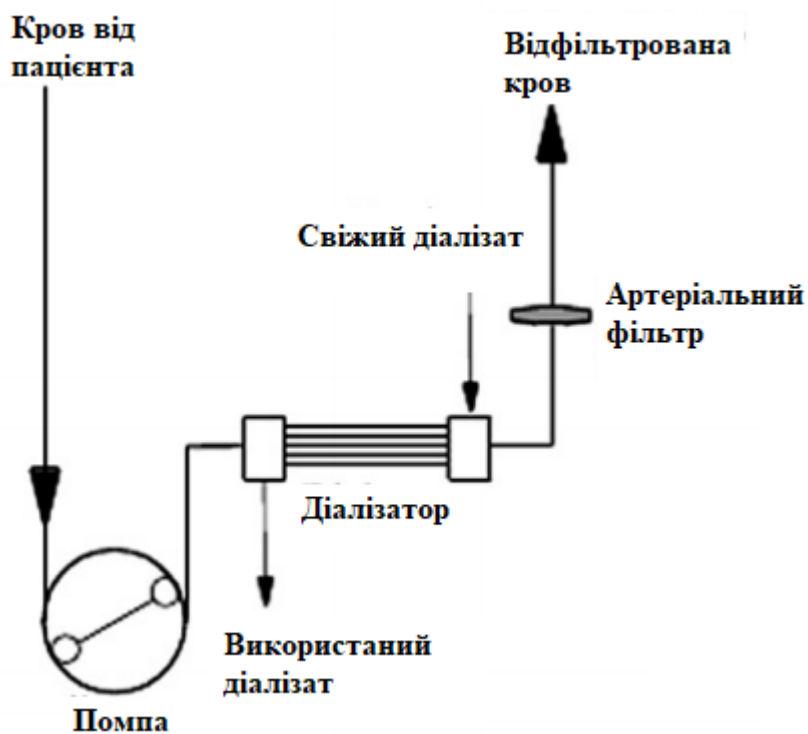


Рис. 7.4 Типовий контур гемодіалізу

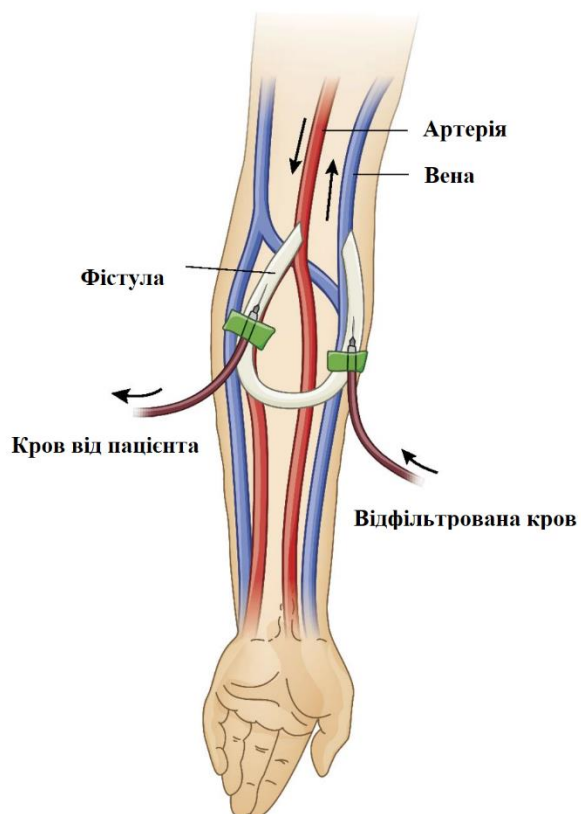


Рис. 7.5 Діалізовий доступ



Рис. 7.6 Сучасний діалізатор

Мембранні матеріали

Перші мембрани, які використовувались для гемодіалізу, були виготовлені з регенованої целюлози (целофан), оскільки це був єдиний відповідний мембранний матеріал, доступний на той час. Таким чином, регенована целюлоза стала стандартною мембраною для гемодіалізу і залишається у клінічному застосуванні, хоча масовий транспорт через ці мембрани є задовільним, межа молекулярної маси становить лише 5000 (низький потік), і існує ряд питань біосумісності, зокрема активації комплементу. Ці мембрани зазвичай називають немодифікованими целюлозними мембранами. Для поліпшення біосумісності целюлозних мембран застосовуються хімічні процеси для маскування гідроксильних груп на поверхні мембрани – ці мембрани відомі як модифікована целюлоза. Також були розроблені синтетичні мембрани, такі як полісульфон та поліамід. Ці мембрани мають кращу біосумісність, ніж немодифіковані целюлозні мембрани, але гірші, ніж модифікована целюлоза.

Основною перевагою синтетичних мембран перед модифікованими целюлозними мембранами є діапазон доступних розмірів пор. Подальшою перевагою цих синтетичних мембран є їх адсорбційна здатність, особливо

для адсорбції бактеріальних побічних продуктів, які можуть потрапляти в діалізатний контур. Однак через низькі площі мембрани ця адсорбційна здатність обмежена.

Як і у всіх біоматеріалів, що контактують з кров'ю, існують такі проблеми сумісності: активація комплементу, адгезія тромбоцитів і утворення тромбів. На додаток до мембран гемодіалізатора, кров також контактуватиме з трубами та з'єднувачами, що використовуються в екстракорпоральному контурі. Зазвичай використовувані матеріали для труб для крові включають полівінілхлорид, поліуретан та силіконовий каучук (полідиметилсилоксан). Однак площа цих матеріалів та час витримки значно нижчі, ніж для функціональної поверхні мембрани.

Екстракорпоральна гемофільтрація

Екстракорпоральна гемофільтрація в основному використовується для лікування гострої ниркової недостатності, особливо там, де ниркова недостатність супроводжується перевантаженням рідини. Токсини та надлишки води видаляються ультрафільтрацією, а рідинний баланс підтримується додаванням ізотонічної замісної рідини «нижче за фільтром» (рис 7.7). Цей метод особливо ефективний при виведенні токсинів, хоча, оскільки замісна рідина змішується безпосередньо з кров'ю і, отже, надходить безпосередньо в організм, готувати її дуже дорого. Його головна перевага перед діалізом – посилене виведення розчинених речовин із крові, що особливо важливо у випадках отруєнь та поліорганної недостатності. Найсучасніші методи гемофільтрації використовують чисту гемофільтрацію (конвективний перенос) у поєднанні з діалізом (дифузійний перенос) для досягнення бажаного очищення крові. Цю методику зазвичай називають гемодіафільтрацією або діалізом із високим потоком; установка подібна до такої для звичайного діалізу, хоча судинний доступ все ще є артеріо-венозним.

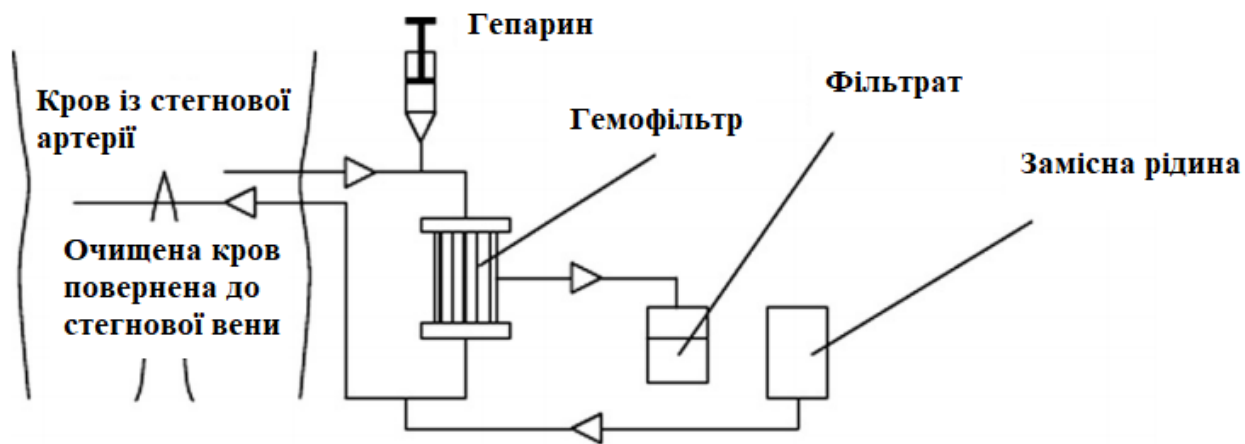


Рис. 7.7 Схематичне зображення циклу екстракорпоральної гемофільтрації

7.2.2. Гемоперфузія

Термін гемоперфузія застосовується до безпосередньої перфузії цільної крові над сорбентним шаром або реактором. Використовуваний сорбент може бути активованим вугіллям, неіонними або іонними смолами або імуносорбентами, тоді як реактори можуть містити ферменти, клітини або тканини. Метою лікування є або виведення специфічних токсинів або метаболітів, або проведення специфічних біохімічних реакцій. Проблеми з біосумісністю, безпекою та імунологічною ізоляцією обмежили застосування гемоперфузії лише використанням деревного вугілля та смол як сорбентів.

Сорбція розчиненої речовини в сорбенті базується на хімічній спорідненості, а не на молекулярному розмірі. Через природу гранул сорбенту площа поверхні для сорбції дуже велика, але це також дозволяє частинкам (дрібним фракціям) виділятися з реактора в кров. Неспецифічний характер сорбції вугілля також може призвести до виведення корисних сполук з крові. З цих причин гемоперфузія в основному витіснена плазмовим лікуванням (перфузія плазми) та сорбентним діалізом, які мають подібний терапевтичний ефект із меншою кількістю потенційних небезпек. Дуже велика площа поверхні сорбентів також призводить до великого контакту крові та біоматеріалів, що призводить до активації комплементу та ініціювання каскаду згортання. Ці події спричиняють зниження рівня лейкоцитів і тромбоцитів у крові.

Пристрій для гемоперфузії, що складається з декількох паралельних картриджів з макропористою адсорбційною смолою, підключений паралельно до оксигенатора та резервуару крові і перфузується зі швидкістю 400–700 мл/хв (рис. 7.8). Завдяки великій середній та макропористій структурі та високій питомій площі поверхні пристрій здатний адсорбувати зайві запальні фактори та надлишок метаболітів у крові. Метою гемоперфузії є зменшення медіаторів запалення, що утворюються під час серцево-легеневого шунтування шляхом адсорбції. Кінцевою метою гемоперфузії є зменшення післяопераційних ускладнень, поліпшення післяопераційного відновлення та скорочення терміну перебування в лікарні.

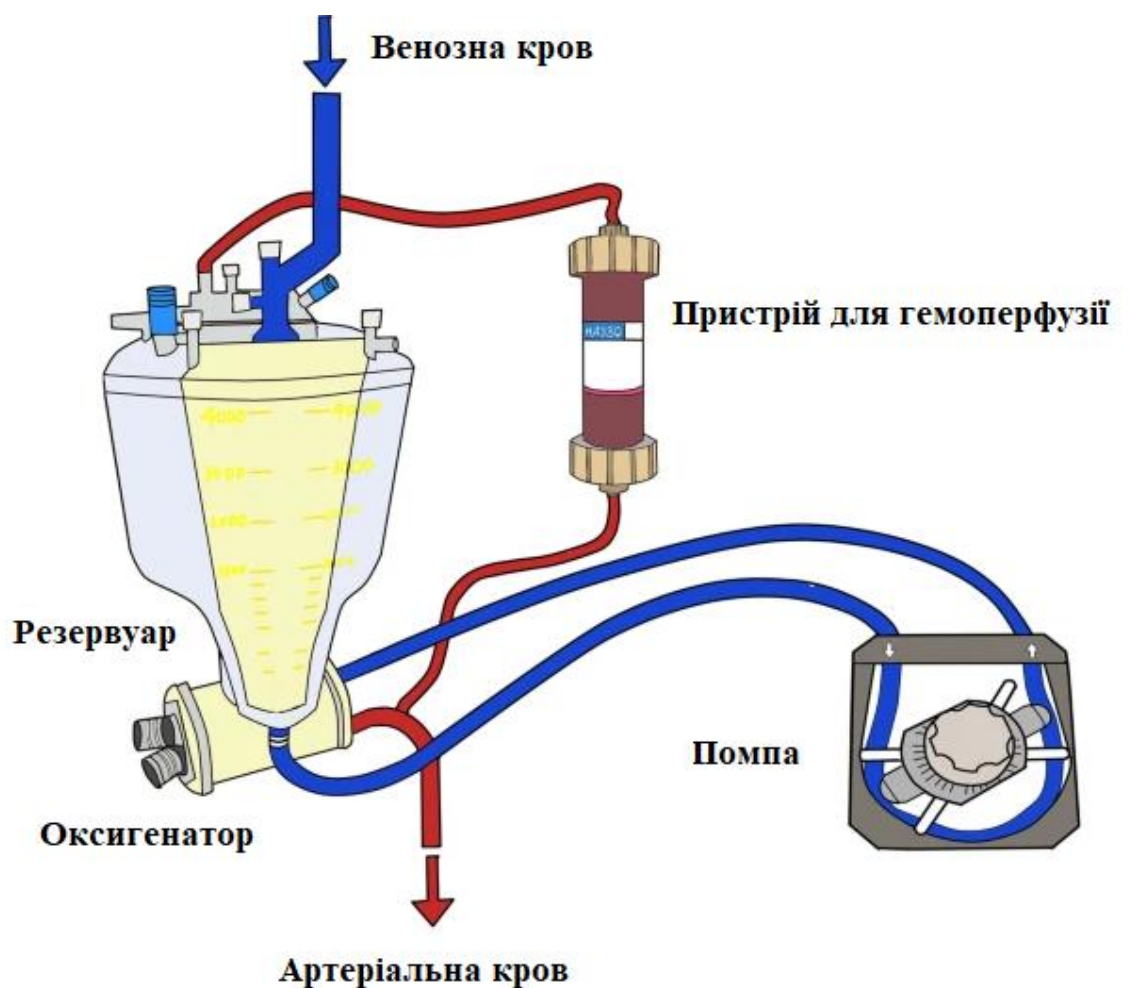


Рис 7.8 Венозна кров спочатку потрапляє у венозний резервуар, де згодом надходить у оксигенатор з рушійною силою від роликового насоса. Після оксигенації більша частина кисневої крові надходить в артеріальний кровообіг для перфузії, приблизно 700 мл/хв (14–18%) проходить через гемоперфузійний пристрій для гемофільтрації. Потім відфільтрована кров повертається у венозний резервуар і змішується з венозною кров'ю

7.2.3. Терапевтичний аферез

"Аферез" описує будь-яку методику, при якій фракція крові (тромбоцити, плазма, еритроцити, лейкоцити) видаляється, а решта крові повертається донору. Це можна розділити на «*донорський аферез*», коли добровольці дають фракції крові для лікування інших, та «*терапевтичний аферез*», де фракції крові селективно видаляються для досягнення терапевтичного результату.

Терапевтичний аферез може бути використаний для лікування захворювань, коли аномальні білки крові або клітини присутні в крові, і ці білки або клітини беруть участь у прогресуванні захворювання. *Під час плазмаферезу* плазму відокремлюють і або замінюють (плазмаобмін), або обробляють до рекомбінації з кров'ю (лікування плазмою). *При цитаферезі* вибірково видаляється один або кілька клітинних компонентів крові. Цитаферез переважно використовується як процедура донорства для збору білків крові, тромбоцитів та імунних клітин.

Плазмаферез

Плазмаферез із значним успіхом застосовувався при лікуванні ряду захворювань, зокрема міастенії, лейкемії, множинної мієломи, деяких типів лімфоми та інших порушень, що впливають на кров і кровотворні органи. Плазмаферез також використовується для управління можливим відторгненням трансплантованої тканини.

7.2.4. Розділення плазми

Розділення плазми можна досягти відцентровим або мембранним методом. Відцентрові методи можуть бути періодичними або безперервними. За допомогою періодичного методу антикоагулянтну кров видаляють у пацієнта, а потім центрифугують, щоб відокремити плазму, еритроцити та пухку оболонку (лімфоцити та тромбоцити). У безперервному процесі (рис. 7.9) кров подається в центр обертової чаші, а відцентрові сили викликають поділ на три окремі потоки еритроцитів, пухкої оболонки та плазми. Найбільш щільним елементом крові є червоні кров'яні клітини, і,

отже, на них найбільше впливатимуть відцентрові сили, а потім білі кров'яні клітини, а потім тромбоцити. Поділ в одну стадію може виділити еритроцити, пухку оболонку та плазму, але для досягнення концентрації певних типів білих кров'яних клітин потрібні дві або більше стадії. Оскільки швидкості, що використовуються при поділі, не повинні бути занадто високими, щоб запобігти пошкодженню клітин, зазвичай фракція плазми містить деякі клітини – зазвичай тромбоцити.

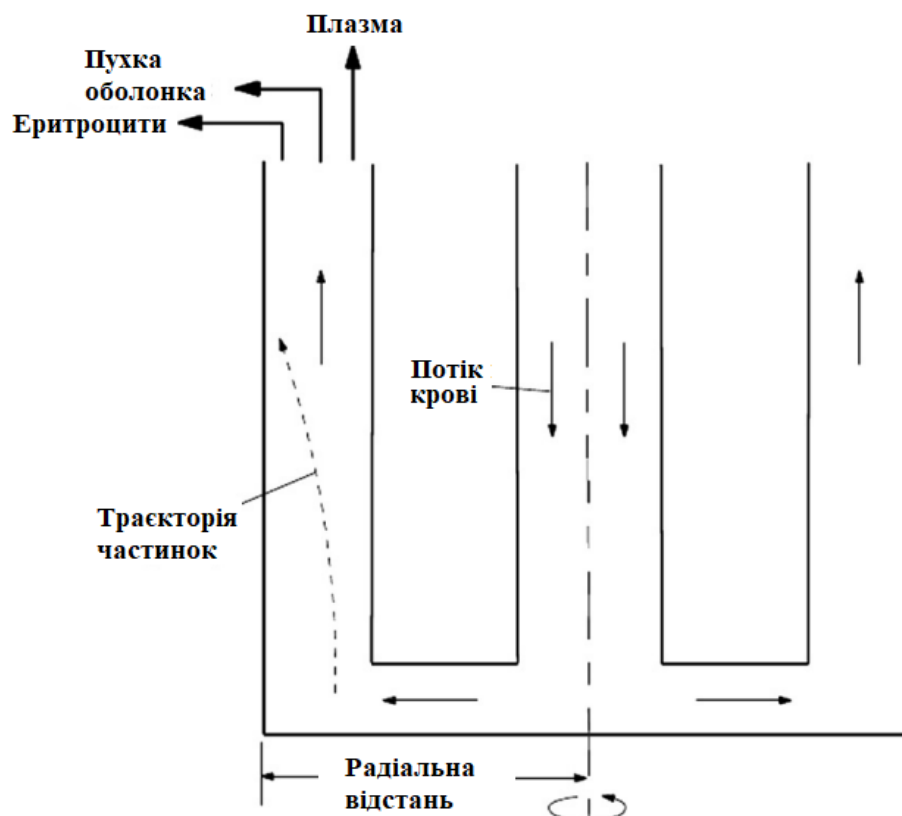


Рис. 7.9 Відцентровий поділ крові на плазму, пухку оболонку та еритроцити

Поділ мембранної плазми залежить від розміру пор мембрани, і зазвичай використовують розміри пор набагато менші, ніж клітини, щоб запобігти просіюванню. На рисунку 7.10 показано принцип поділу мембрани. Якщо тиск на стороні крові вище, ніж тиск на стороні плазми, тоді відбуватиметься ультрафільтрація води та розчинених речовин з молекулярною масою, меншою ніж для відсікання мембраною. Через природу процесу відокремлена плазма не буде містити жодних клітин, а концентрація високомолекулярних розчинених речовин у фільтраті буде майже ідентичною концентрації в плазмі. Виробництво бездисперсного

фільтрату методом мембранного розділення плазми вважається ключовою перевагою цього процесу перед відцентровим розділенням плазми. Відсутність цих частинок особливо важлива якщо плазму потрібно обробляти а потім повертати пацієнту, оскільки частинки можуть заважати процесу лікування.

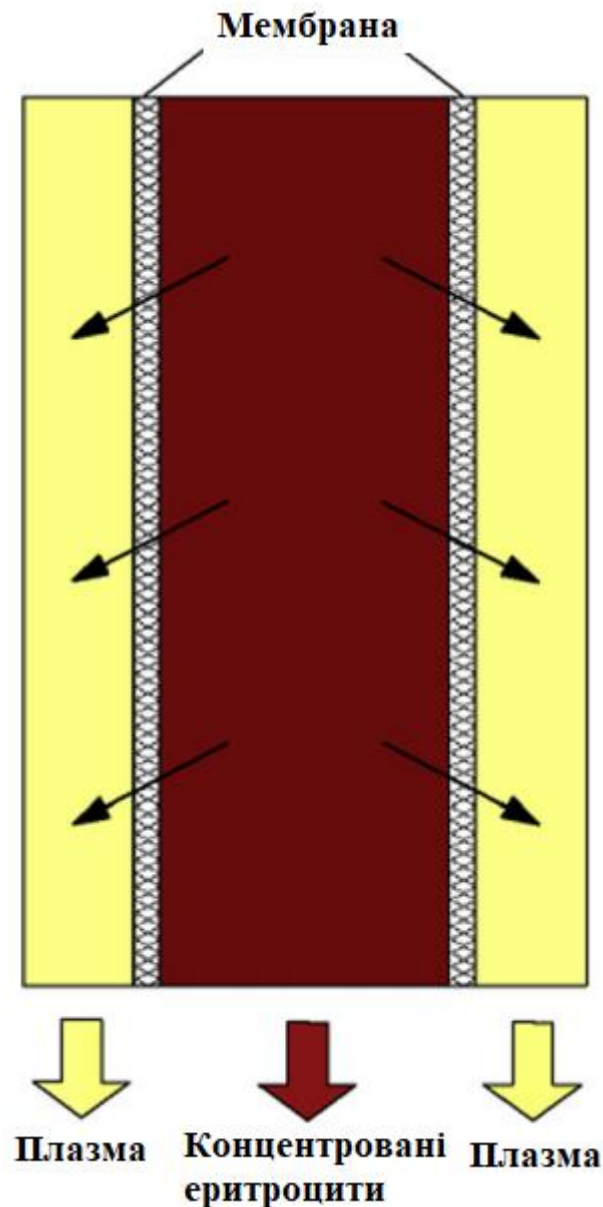


Рис. 7.10 Мембранне відділення плазми

Обмін плазмою

Плазмообмін це найбільш вживана форма плазмаферезу і дуже ефективна при виведенні токсинів з крові. Однак він має недолік, що не має вибору – крім видалених токсинів та метаболітів, також буде видалено

велику кількість корисних або фізіологічних білків, включаючи альбуміни, імуноглобуліни та фактори згортання крові. Це обмежує об'єм плазми, який можна видалити за один сеанс, а вливання замісних рідин несе ризик алергічних реакцій або вірусних інфекцій. Плазмообмін зазвичай застосовують, коли конкретні патогенні фактори в плазмі невідомі або коли певна техніка для видалення цих факторів недоступна. Він також може бути використаний, якщо потрібно усунути комбінацію факторів, а плазмообмін є найпростішим та найефективнішим методом досягнення цього. Замінна рідина, як правило, містить іонні розчинені речовини та альбумін, але в деяких випадках можна використовувати цільну плазму або відновлену плазму, що містить плазмові фракції, такі як імуноглобуліни.

Обробка плазми

Плазму можна обробити діалізом, мембранною фільтрацією, сорбцією та обробкою ферментними або біологічними реакціями. *Діаліз фракціонованої плазми* подібний до діалізу цільної крові і досягає того ж результату – видалення дрібних розчинених речовин з молекулярною масою нижче межі мембрани. При мембранній фільтрації плазма фільтрується через одну або кілька мембран після відділення від крові. *Цирофільтрація* застосовується для видалення сироваткових розчинених речовин, які агрегуються при більш низьких температурах, тоді як *термофільтрація* застосовується для вибіркового видалення ліпопротеїдів низької щільності при лікуванні гіперліпідемії.

Принцип плазмової обробки сорбцією подібний до гемоперфузії над колоною сорбенту. Плазма перфузується через сорбентну колонку для видалення цільових розчинених речовин, потім рекомбінується з концентрованою фракцією клітин і повертається пацієнту. *Сорбція* застосовується для лікування отруєнь, передозування ліків, уремії, печінкової недостатності та аутоімунних розладів.

Цитаферез

Хоча, як зазначалося раніше, цитаферез, як правило, є процедурою донорства, він клінічно застосовується для лікування лейкемії лейкоцитаферезом (селективне видалення білих кров'яних клітин).

Лейкоцитаферез зазвичай проводиться шляхом центрифугування цільної крові, а не мембранним методом, завдяки подібним діаметрам клітин білих і еритроцитів. *Лімфоцитаферез* досліджували як засіб для лікування аутоімунних захворювань, включаючи ревматоїдний артрит, та запобігання відторгненню при трансплантації нирок. *Еритроцитаферез* (видалення еритроцитів) застосовувався для лікування серповидноклітинної анемії та малярії. Крім того, тромбоцитаферез застосовувався для зниження дуже високих рівнів тромбоцитів у крові (зазвичай понад 10^{12} /літр).

Хоча цитаферез можна проводити центрифугуванням, можна також використовувати фільтри для терапевтичного цитаферезу, особливо ті, що мають спорідненість до певних типів клітин крові – наприклад, лімфоцити переважно прилипають до акрилових та поліефірних волокон, тоді як гранулоцити прилипають до бавовни. У цих випадках цільна кров перфузується через пристрій і клітини видаляються. *Фотоферез* можна використовувати для видалення білих кров'яних тілець при лікуванні Т-клітинної лімфоми. Пацієнту вводять пероральний метоксален, який зв'язується з ДНК в ядрі білих кров'яних клітин. Кров беруть у пацієнта і центрифугують для відокремлення плазми та пухкої оболонки, які опромінюються УФ-світлом. УФ випромінювання активує препарат, який блокує реплікацію білих кров'яних клітин. Після лікування кров рекомбінують і повертають пацієнту.

7.2.5. Сорбентний діаліз

Основною областю застосування сорбентного діалізу є лікування гострої печінкової недостатності, стан, при якому медичний прогноз, як правило, поганий. Було проведено значні дослідження щодо розвитку штучної печінки (екстракорпоральний пристрій для допомоги печінці); однак на даний момент клінічні випробування штучної печінки не продемонстрували значного поліпшення результатів пацієнтів порівняно із звичайною інтенсивною терапією.

Поліпшення стану пацієнтів було продемонстровано в результаті лікування діалізом альбумінів (система рециркуляції молекулярних

адсорбентів або MARS), а також шляхом фракціонованого відділення та адсорбції плазми, форми плазмаферезу, про яку говорилося вище.

Система MARS пропускає кров пацієнта через діалізатор із високим потоком, а зв'язані з альбумінами токсини в крові пацієнта дифундують через мембрану і зв'язуються з альбуміном, що рециркулює в первинному відділі діалізу. Діалізат, що виходить із діалізатора, регенерується в ряді сорбентних колон (зазвичай активоване вугілля та аніонообмінна смола), які виводять токсини з альбуміну. Перспективні рандомізовані контрольовані випробування лікування MARS при гострій хронічній печінковій недостатності показали суттєве покращення виживання пацієнтів порівняно з контрольною групою (пацієнти, які отримували звичайну інтенсивну терапію). Мета-аналіз випробувань MARS показав, що для винесення остаточного судження щодо переваги лікування MARS необхідні подальші дослідження.

7.2.6. Оксигенація крові

Застосування екстракорпоральної оксигенації

Екстракорпоральна оксигенація необхідна, якщо газообмін у легенях недостатній, як правило, через гострий респіраторний дистрес-синдром (ГРДС). Якщо оксигенація використовується для лікування ГРДС протягом тривалого періоду, це називається екстракорпоральним життєзабезпеченням. Вона також використовується для підтримання життєво важливої функції під час ізоляції серця та легенів для хірургічного втручання, що називається тривалістю кілька годин.

Екстракорпоральне життєзабезпечення часто підрозділяється на екстракорпоральну мембранну оксигенацію та екстракорпоральне видалення CO₂. В екстракорпоральній мембранній оксигенації оксигенатор забезпечує всю метаболічну потребу пацієнта в кисні і виводить CO₂. Екстракорпоральне видалення CO₂ – це метод часткового байпасу, при якому оксигенатор використовується для видалення метаболізованого CO₂ з крові. Лише 20–30% серцевого викиду обробляється в оксигенаторі, чого достатньо для видалення всього CO₂, що утворюється метаболічно. Легені

наповнюються киснем за допомогою низькочастотної вентиляції позитивного тиску, а поглинання кисню з легенів забезпечує залишок потреби у кисні пацієнта. У всіх випадках екстракорпорального життєзабезпечення, будь то лікування новонароджених або дорослих, метою лікування є сприяння відновленню функції в легенях пацієнта.

При серцево-легеневому шунтуванні серце та легеневий кровообіг ізольовані, а життєва функція підтримується насосом та оксигенатором. Кров береться з венозного потоку до серця в порожнистій вені і повертається до артеріального потоку в аорті. Кров, відібрана з місця операції, також оксигенована і повертається пацієнту. Процедури СЛШ зазвичай використовують під час аортокоронарного шунтування, хоча їх також використовують для трансплантації серця або легенів.

Обладнання, що використовується для екстракорпоральної оксигенації

Схема для екстракорпоральної оксигенації включає насос, резервуар, теплообмінник та оксигенатор, як схематично показано на рис 7.11. Додаткові насоси, що використовуються для відбору крові з місця операції та венозного повернення, не показані. Більшість оксигенаторів поєднують резервуар, теплообмінник та відділення оксигенатора, як показано на рис 7.12. Теплообмінник використовується для контролю температури пацієнта. Хоча екстракорпоральне життєзабезпечення зазвичай проводять в нормотермічних умовах, глибокоядерна гіпотермія індукується в процедурах СЛШ, щоб зменшити метаболічну потребу пацієнта в кисні. На додаток до переваг зменшення потреби в кисні, зниження температури крові також збільшить об'єм кисню, який може транспортуватися кров'ю за певного парціального тиску O_2 .

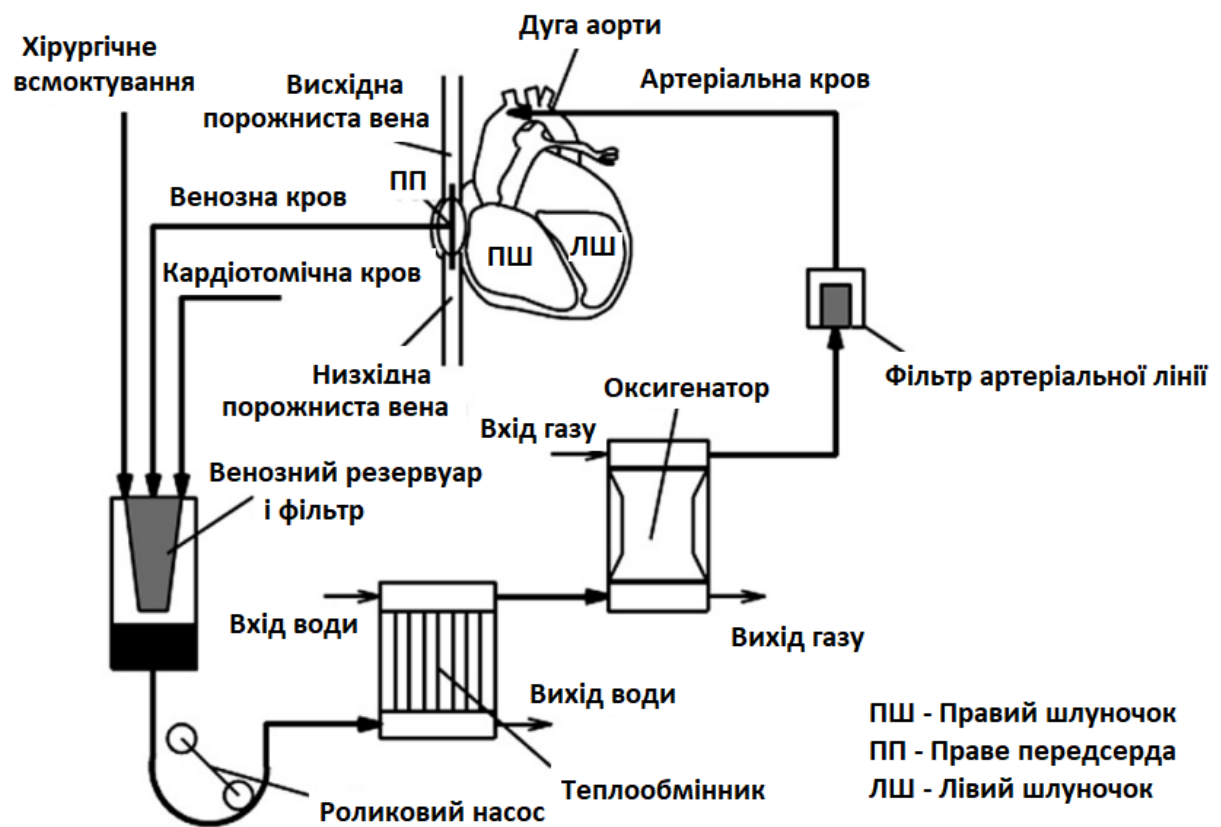


Рис. 7.11 Схема для серцево-легеневого шунтування



Рис. 7.12 Оксигенатор Medtronic Affinity із вбудованим теплообмінником та прикріпленим резервуаром для крові з твердою оболонкою

В оксигенаторі кров і газ розділені мембраною, яка проникна лише для газу. Мембрана може бути як мікропористою, так і однорідною. Мікропористі мембрани покладаються на поверхневий натяг крові та гідрофобну природу матеріалу мембрани, щоб запобігти проникненню рідини в пори. Однорідні мембрани функціонують за принципом дифузії розчину, зумовленого градієнтами концентрації, і хоча потік маси через ці мембрани нижчий, їх можна використовувати протягом тривалих періодів. Третій клас мембран, композиційні або гібридні мембрани, включають тонкий однорідний шар на мікропористій опорі.

Процеси газопереносу в мікропористих та однорідних мембранах схематично показані на рисунку 7.13. У мікропористій мембрані транспортування газу через пори відбувається шляхом дифузії, зумовленої градієнтами концентрації. На межі розділу газ-кров кисень повинен спочатку розчинитися в крові, перш ніж дифундувати через плазму крові і зв'язуватися з гемоглобіном в еритроцитах. Подібним чином CO_2 вивільняється із зв'язаного стану (зв'язаного з білками плазми та гемоглобіном) у плазму, а потім із плазми у газ через пори. Обмежуючими факторами переносу газу є розчинність і рухливість молекул газу в плазмі крові. CO_2 є як більш розчинним, так і більш мобільним, а отже, обмежуючим фактором у мікропористих мембранних оксигенаторах є швидкість оксигенації. Діаметр пор і порожня частка мембрани також є чинниками, що впливають на роботу оксигенатора.

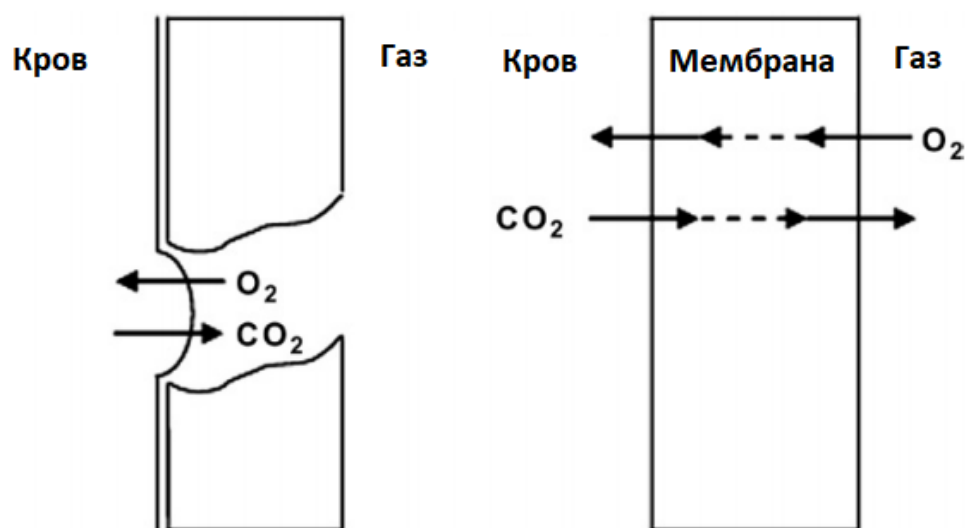


Рис. 7.13 Принцип газообміну в мікропористих і однорідних мембранах

Пориста природа мембрани породжує явище «змочування пор», коли плазма крові вторгується в пори, в результаті чого плазма витікає через пори в газовий відсік. Було показано, що це явище відбувається швидше, якщо в крові є висока концентрація полярних фосфоліпідів, і це пояснюється втратою гідрофобності мембрани, оскільки фосфоліпіди покривають поверхню мембрани, особливо пори мембрани. Оскільки мікропористі мембрани працюють в умовах надлишкового тиску, де кров знаходиться під вищим тиском, ніж газ, кров'яний тиск буде рухати рідину через пори, якщо гідрофобне відштовхування подолано.

З цієї причини мембранні оксигенатори, що містять мікропористі мембрани, схвалені лише для короткочасних процедур, таких як СЛШ. Для екстракорпорального життєзабезпечення потрібні однорідні мембрани. Найбільш часто використовувані однорідні мембрани виготовляються з полідиметилсилоксану, зазвичай посилені тканинною сітчастою опорою. В однорідних мембранах молекули газу розчиняються в твердій матриці перед дифузією через матеріал.

Біосумісність

Екстракорпоральна оксигенація є найскладнішою з екстракорпоральних процедур у клінічному застосуванні через високу швидкість кровотоку, ступінь впливу біоматеріалу та травмування тканин, властивих хірургічній процедурі. Під час проведення СЛШ, проведеного на відкритому серці, відбуватиметься велика травма шкіри, кісток та серцево-судинних тканин, що призведе до вивільнення тканинного фактора та активації зовнішнього шляху згортання. Вплив крові на біоматеріали екстракорпорального контуру призведе до активації тромбоцитів, активації внутрішнього шляху коагуляції та активації комплекменту через альтернативний шлях. На додаток до цих питань, будуть також механічні пошкодження сформованих елементів крові через необхідну високу швидкість потоку та дію кров'яного насоса.

Як і при гемодіалізі, гепарин використовується для запобігання утворенню тромбу. Оскільки гепарин блокує активацію фібриногену в пізній точці каскаду згортання, відбуватиметься зменшення тромбоцитів і виснаження факторів крові. Це може призвести до післяопераційних

кровотеч або коагулопатії. Дія гепарину змінюється протаміном після завершення процедури.

Комплемент і активація тромбоцитів призведе до системної запальної реакції: вивільнення цитокінів; активація ендотеліальних клітин; та міграція активованих макрофагів у периферичні тканини. Активація лімфоцитів та руйнування або секвестрація лімфоцитів в екстракорпоральному ланцюзі призводить до постпроцедурного падіння циркулюючих лімфоцитів до рівня нижче 50% до операції. Цей виклик імунній системі може зробити пацієнтів більш вразливими до післяопераційної інфекції.

При СЛШ утворення тромбу неминуче, і хоча артеріальний лінійний фільтр видаляє емболії > 40 мкм, інші емболії можуть проходити через нього і проникати в менші кровоносні судини, що призводить до некрозу клітин.

7.2.7. Кров'яні насоси при екстракорпоральній циркуляції

Загальним фактором у всіх екстракорпоральних контурах є необхідність насоса для переміщення крові по контуру. В аферезі та гемодіалізі використовуються роликові насоси, оскільки швидкість кровотоку відносно невелика, а гнучкі трубопроводи, необхідні для відкачування, можуть бути легко включені в комплект одноразових труб. При екстракорпоральній оксигенації, де необхідні набагато вищі показники кровотоку, застосовуються різні насоси.

Роликові насоси

У роликовому насосі ділянка гнучкої труби встановлена на жорсткій зовнішній опорі, як показано на рисунку 7.14. Ролики стискають ділянку трубопроводів, запобігаючи зворотному потоку та штовхаючи кров вперед. Потік від роликового насоса пульсуючий, що може мати сприятливий вплив на масообмін, і якщо ролики повністю закупорюють трубопровід, швидкість потоку залежить від швидкості обертання головки ролика і відносно не залежить від протитиску через опір потоку екстракорпорального контуру.

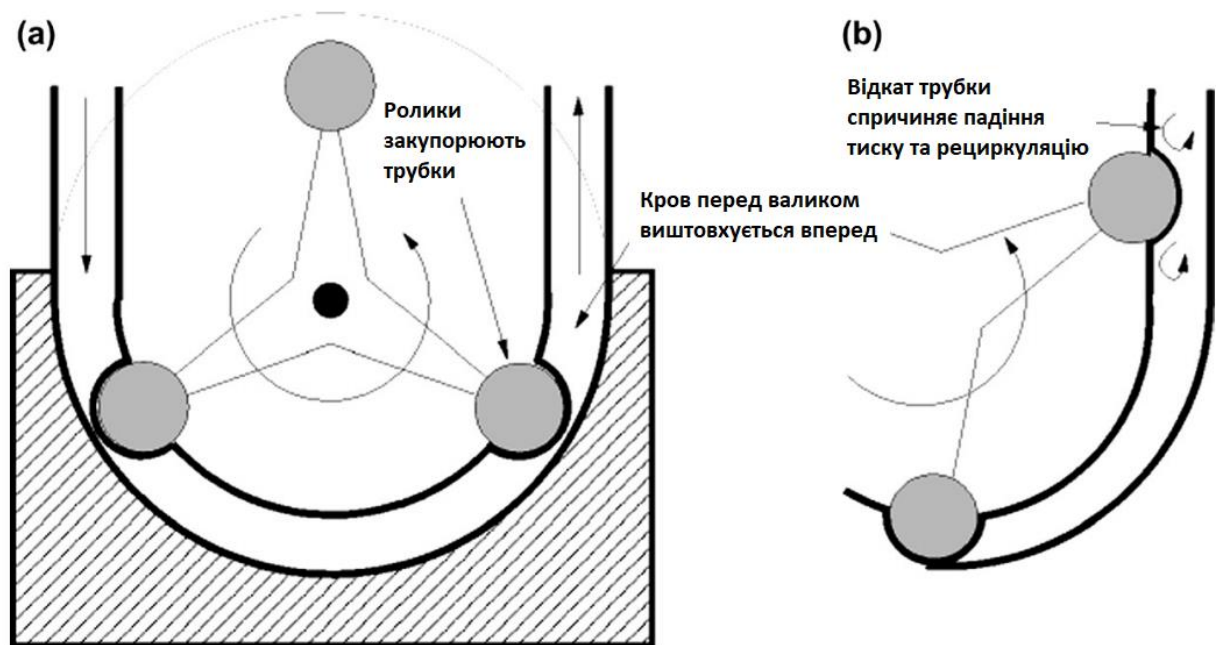


Рис. 7.14 Принцип роботи роликового насоса

Роликовий насос дуже універсальний, і при бажанні потік можна змінити. Він має той недолік, що може пошкодити кров через високу швидкість зсуву, яка індукується поблизу роликів під час закупорки, і особливо під час повторного відкриття трубки після проходження ролика. Під час повторного відкриття можуть спостерігатися короточасні зворотні потоки з дуже високою швидкістю. Високий зсув клітинних мембран може призвести до передчасного старіння еритроцитів, що призводить до злипання, а в крайньому випадку – до гемолізу еритроцитів, виділяючи гемоглобін у плазму.

Тромбоцити та лейкоцити більш сприйнятливі до зсуву, ніж еритроцити, і, отже, механічна травма відкачування додасть наслідків контакту крові та біоматеріалів, особливо активацію тромбоцитів та лейкопенію. Ступінь травматизму значно підвищується, коли потрібні високі витрати – отже, роликовий насос найчастіше застосовується в програмах, де витрати низькі, таких як діаліз та аферез.

Відцентрові (центрифужні) насоси

Найбільш раннім типом відцентрового насоса, що застосовувався при СЛШ, був звичайний лопатевий тип, коли лопатки на обертовому робочому колесі прискорюють кров, виштовхуючи її у затвор, де вона сповільнюється.

Кінетична енергія перетворюється на потенційну енергію, забезпечуючи рушійний тиск, щоб підштовхнути кров через екстракорпоральний контур. Вплив кружляючих лопаток на схему потоку та статичний тиск крові видно з графіків швидкості та тиску на рисунку 7.15.

Відцентровий насос є більш ефективним і менш пошкоджуючим, ніж ротаційний насос, але має той недолік, що він призначений для роботи в меншому діапазоні робочих умов. Експлуатація насоса турбінного типу в умовах, віддалених від проектної точки, може призвести до збільшення зсуву, що передається крові, а в екстремальних умовах до кавітації, утворення бульбашок в зонах дуже низького тиску. Кавітація спричинить сильний гемоліз. Крім того, висока швидкість кінчиків ротора додасть пошкодження крові, спричинене зсувом.

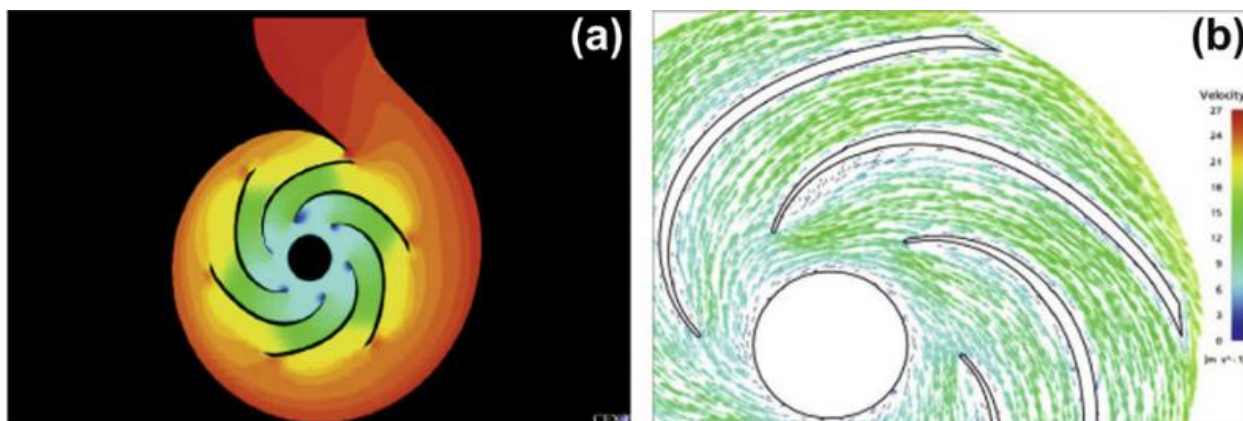


Рис. 7.15 (a) Тиск і (b) швидкість потоку через лопатевий відцентровий насос, що працює в проектній точці

Для усунення цих недоліків для прискорення рідини був розроблений безлопатевий відцентровий насос, який використовує обертовий конус, а не лопатеве робоче колесо. Medtronic Bio-Pump, показаний на рисунку 7.16, є одним із прикладів безлопатєвого відцентрового насоса. Коли кров протікає через насос, діаметр конуса збільшується та поверхнева швидкість відповідно збільшується. В'язкість крові є ключовою для роботи Bio-Pump, оскільки вона залежить від тертя між конусом, що обертається, і кров'ю. Bio-Pump набагато менше шкодить крові, ніж звичайний лопатевий насос, за рахунок зниження ефективності відкачки.



Рис. 7.16 Відцентровий насос Bio-Pump Plus

Більшість відцентрових насосів використовують магнітну муфту між приводним двигуном та обертовим робочим колесом, що дозволяє насосній головці бути одноразовим герметичним блоком, придатним лише для одноразового використання.

7.3. Ендокорпоральні органи

7.3.1. Системи підтримки серцевої функції

Найважливішими двома класами активних імплантатів, що використовуються для сприяння або заміщення серцевої діяльності, є кров'яні насоси, серцеві стимулятори та дефібриляційні пристрої.

Серцевий кардіостимулятор – це невеликий пристрій, що працює від акумулятора, призначений для контролю серцевого ритму у випадку, якщо природний кардіостимулятор серця, тобто синусовий вузол, не працює належним чином. Кардіостимулятор застосовується, коли серце б'ється занадто повільно (брадикардія) або є інші ненормальні ритми (аритмії). У

деяких випадках кардіостимулятори також використовують для лікування симптомів серцевої недостатності.

Стан розвитку

Насоси крові можна класифікувати на дві основні категорії:

- Постійна система заміщення серця або штучне серце (ШС), яка замінює природне серце з точки зору анатомічного розміщення та функції.
- Шлуночковий допоміжний пристрій (ШДП), який імплантується для сприяння природному серцю. ШДП підтримують або лівий шлуночок (ЛШДП), або правий шлуночок (ПШДП), або обидва – як двошлуночковий допоміжний пристрій (ДШДП).

Існують відмінності в конфігурації насосів з точки зору положення насоса (екстракорпорального, паракорпорального або ендокорпорального), способу керування механізмом (пневматично, електрично, магнітно з приводом), типу джерела живлення (настінний, консольний або акумуляторний), розташування канюль та кабелів, що забезпечують потужність, структури клапана та характера внутрішніх поверхонь пристроїв. Ендокорпоральні насоси крові або з'єднані через шкіру пацієнта, або повністю імплантовані.

Розглядаючи теорію конструкції насоса, кров'яні насоси з осьовим потоком генерують високі витрати при низьких перепадах тиску, тоді як насоси відцентрового потоку здатні виробляти більш високий тиск при менших витратах. Насоси з діагональним потоком, як правило, мають здатність створювати високий тиск і високі витрати. Осьові насоси крові, хоч і набагато компактніші, ніж відцентрові насоси, працюють на набагато більших швидкостях обертання, щоб забезпечити бажаний тиск і витрату напору. Через свої невеликі розміри та трубчасту конфігурацію осьовим насосам потрібно менше часу на імплантацію, що зменшує витрати та інвазивність процедури. Відцентрові насоси зазвичай важать більше, ніж насоси з осьовим потоком, і це може призвести до дискомфорту пацієнта після установки. Крім того, кров'яні насоси з осьовим потоком зазвичай споживають менше енергії, що забезпечує більш компактні та легші компоненти джерела живлення та, врешті-решт, імплантовані батареї.

На сьогоднішній день більшість насосів для крові виробляються в США, але в даний час деякі європейські компанії наздогнали постійні технологічні розробки та досягли важливих переваг у мініатюризації, магнітній левітації, низькому енергоспоживанні та простоті імплантації насосів. Крім того, необхідні моніторингові та терапевтичні втручання залишаються уточненими та стандартизованими.

Серцеві клапани

При захворюванні або дисфункції через патології розвитку одного з чотирьох клапанів серця рішенням по відновленню його працездатності може бути заміна природного клапана на його протез. Як правило, це вимагає операції на відкритому серці.

Клапани є невід'ємною частиною нормального фізіологічного функціонування людського серця. Природні клапани серця розвиваються в форми, які функціонально підтримують односпрямований потік крові з однієї камери серця в іншу. Серед штучних клапанів серця виділяються механічні та біологічні конструкції.

Існуючі моделі механічних штучних клапанів серця можна розділити на пелюсткові і вентиляльні. Останні підрозділяються на вісесиметричні (з поступальним рухом замикаючого елемента, поворотно-дискові і двостулкові) клапани і тристулкового клапани.

Багаторічний світовий досвід застосування механічних протезів клапанів серця сформував наступні вимоги до них:

- Механічна надійність протеза повинна забезпечувати довговічність його роботи протягом життя пацієнта.
- Гемодинамічні властивості протеза повинні бути близькі до природних і зберігатися в часі (потік повинен бути ламінарним, регургітація на протезі не повинна бути вище, ніж у природних клапанів).
- Протез повинен бути біоінертними, не травмувати формені елементи крові, володіти мінімальним обсягом і масою.
- Протез повинен бути зручний для хірурга при імплантації в будь-яких анатомічних умовах.

- Тромборезистентність повинна виключати небезпеку розвитку тромбозу і тромбоемболії без використання антикоагулянтної терапії.
- Розміри і форма протеза не повинні погіршувати механіку серцевих скорочень.
- Повинен бути відсутнім шумовий дискомфорт від роботи протеза.
- Повинні бути гарантовані простота зберігання і стерильність протеза.

Пелюсткові клапани

Пелюсткові клапани своєю конструкцією найбільшою мірою імітують будову природних клапанів серця, але використовуються значно рідше протезів інших типів. По-перше, застарілі конструкції пелюсткових клапанів не використовуються через значно більшу ймовірність ускладнень (до повного руйнування клапана). Ризик виникнення ускладнень після імплантації сучасних пелюсткових клапанів значно нижче, але складність їх конструкції і необхідність використання дорогих матеріалів при виготовленні, роблять їх значно дорожче протезів інших конструкцій.

Вісесиметричні клапани

Відомі три групи вісесиметричних штучних механічних протезів клапанів серця вентильного типу: клапани з поступальним рухом замикаючого елемента (кульові, напівкульові), поворотно-дискові та двостулкові.

Всі ці протези мають однаковий принцип роботи і склад структурних елементів: замикаючий елемент, обмежувач руху цього елемента, а також пришивну манжету для фіксації протеза. Замикаючий елемент рухається пасивно в залежності від зміни тиску в серцевих камерах протягом серцевого циклу. Коли перед клапаном тиск перевищує тиск після нього, то замикаючий елемент відкривається і кров протікає через клапан. При зворотному перепаді тиску замикаючий елемент перекриває прохідний отвір клапана й запобігає регітургації крові.

Клапани з поступальним рухом замикаючого елементу

Клапан з поступальним рухом замикаючого елементу – протез, в якому замикаючий елемент у вигляді кулі, напівкулі, конуса, двоопуклої і увігнутою лінзи або диска під час діастоли притискається до сидла протеза і перешкоджає регургітації потоку крові в шлуночок серця. Під час систоли замикаючий елемент відходить до вершини обмежувача його ходу і кров вільно виходить з шлуночків.

Першим за часом створення і найбільш поширеним став кульовий клапан – протез, в якому замикаючий елемент був виконаний у вигляді кулі. Кульові клапани були найбільш поширені в 60-70 роках XX століття (кілька сотень тисяч імплантованих клапанів). Більш ніж тридцятирічні дозволяють використовувати кульові клапани в якості стандарту для оцінки протезів інши

Поворотно-дисковий клапан

Відмінною рисою поворотно-дискових протезів стала конструкція запірного елемента у вигляді диска, кріпиться шарнірно в циліндричному корпусі протеза, з можливістю обертання диска навколо осі, розташованої в площині корпусу.

Завдяки хорошим гідродинамічним властивостям, низькопрофільні і зносостійкі, вони були найбільш затребувані в клінічній практиці 1970-1980 років, а кращі зарубіжні і вітчизняні моделі протезів цієї конструкції успішно застосовуються в даний час.

Двостулковий клапан

Відмінною рисою двостулкових протезів клапанів серця стала конструкція запірного елемента у вигляді двох симетрично розташованих півколом стулок, кріплення яких з каркасом протеза здійснюється за допомогою шарнірного з'єднання.

В даний час двостулкові протези є найбільш популярними в кардіохірургії.

Тристулковий клапан

Тристулковий клапан представляє собою титановий корпус, в якому шарнірно закріплені три стулки. При повному відкриванні стулок

забезпечується кровоток через клапан, при якому в площині прохідного перерізу відсутні будь-які елементи що створюють опір. Внаслідок цього відсутні втрати енергії та майже не травмуються формені елементи крові.

Біологічні клапани

Біологічні клапани можуть бути виконані з тканин тварини або людини (гетеротрансплантати, гомотрансплантати, аутоотрансплантати). Біологічні клапани можуть містити деякі штучні компоненти для забезпечення підтримки клапана і його розміщення. Основна перевага такого клапана у відсутності необхідності в довічній антикоагуляційній терапії (постійному суворому прийомі препаратів, значно розріджують кров і вимагаючих постійної здачі аналізів крові), а основний мінус – обмежений термін служби (10-15 років).



Кульковий клапан



Поворотно-дисковий клапан



Двостулковий клапан



Тристулковий клапан

Рис. 7.17 Типи механічних клапанів



Рис. 7.18 – Біологічний клапан

Штучне серце

AbioCor (Данверс, Массачусетс, США) – це перше у світі повністю автономне серце для заміщення. Система розроблена таким чином, що дозволяє пацієнту залишатися мобільним та продовжувати активний/продуктивний спосіб життя. Після ортотопічної імплантації пристрій не потребує черезшкірних трубок або проводів. Обладнаний внутрішнім двигуном, AbioCor здатний рухати кров через легені та решту тіла, імітуючи ритм серцебиття.

AbioCor складається як із зовнішніх, так і з внутрішніх компонентів. Внутрішніми компонентами є грудний блок або насос, акумуляторна батарея, контролер та котушка черезшкірої передачі енергії (ЧПЕ) (рис. 7.19). Грудний блок складається з перетворювача енергії та двох насосних камер, які функціонують як лівий та правий шлуночки. Перетворювач енергії розташований між шлуночками і містить вискоєфективний мініатюрний відцентровий насос, що приводиться в рух двигуном постійного струму. Цей відцентровий насос працює односпрямовано для тиску на рідину з низькою в'язкістю. Двопозиційний перемикаючий клапан використовується для чергування напрямку гідравлічного потоку між лівою та правою насосними камерами. Це призводить до чергування лівої та правої систоли. Швидкість перемикаючого клапана визначає частоту биття пристрою. Існує залежність між витісненням крові та гідравлічної рідини. Зміщення гідравлічної рідини в

одну сторону призводить до створення негативного тиску в протилежному шлуночку. Таким чином пристрій вважається активним заповнювачем.

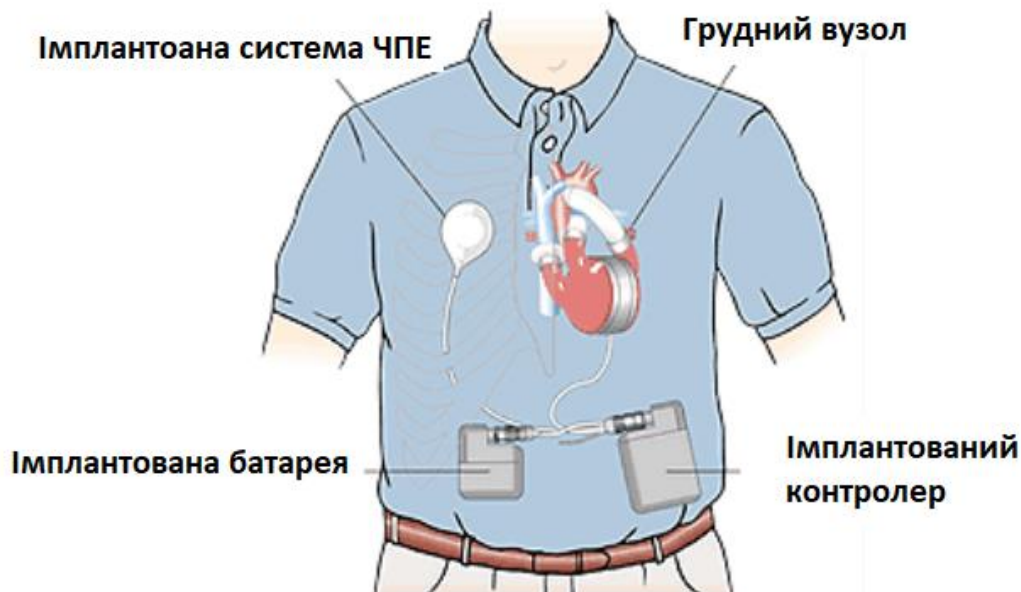


Рис.7.19 Внутрішні компоненти штучного серця AbioCor

Внутрішній контролер, розміщений в черевній порожнині, керує перетворювачем енергії в грудному блоці, контролює імплантовані компоненти та передає дані про ефективність пристрою на приліжкову консоль за допомогою радіочастотної телеметрії. Ці радіочастотні передачі від внутрішнього контролера на зовнішню консоль передають інформацію, включаючи безперервну телеметрію в режимі реального часу сигналів гідравлічного тиску, робочі параметри системи, стан акумулятора, температуру компонента та інформацію про тривогу. Ця інформація зберігається для подальшого пошуку та аналізу. Внутрішня акумуляторна батарея, також розміщена в черевній порожнині, базується на іонах літію та функціонує як аварійне або резервне джерело живлення. Вона може забезпечувати до 20 хвилин роботи при відключенні від основного джерела живлення. Внутрішня котушка ЧПЕ отримує енергію, яка передається через шкіру від зовнішньої котушки ЧПЕ. Електроніка внутрішньої системи котушок ЧПЕ перетворює цей коливальний струм на постійний струм, який використовується для живлення грудного блоку та для підзарядки внутрішніх батарей.

Чотири зовнішні компоненти складаються із зовнішньої котушки ЧПЕ, батарей, модуля ЧПЕ та приліжкової консолі. Приліжкова консоль надає клініцистам графічний користувацький інтерфейс для управління та контролю імплантованої системи за допомогою радіочастотного зв'язку. Консоль може бути налаштована на роботу в різних режимах для імплантації, відновлення та моніторингу вдома. Акумуляторна батарея на консолі дозволяє відключати її від мережі змінного струму на короткі періоди, не розряджаючи внутрішню батарею пацієнта. Коли пацієнт перебуває в амбулаторії, зовнішня котушка ЧПЕ підключається до портативного модуля ЧПЕ. Модуль ЧПЕ подає енергію на котушку ЧПЕ від зовнішніх батарей і містить основні системи сигналізації, які спрацьовують, якщо є зміщення котушки ЧПЕ, низька напруга зовнішньої батареї або загальний сигнал тривоги, що вказує на потенційну проблему з системою. Зовнішні акумулятори засновані на іонах літію і дозволяють пацієнту повністю звільнитися від зовнішньої передачі живлення протягом приблизно чотирьох годин.

7.3.2. Системи підтримки функції легень

Внутрішньосудинний оксигенатор (ВСО)

Поняття внутрішньосудинної оксигенації було введено Мортенсеном та Беррі у 1989 році, які досліджували можливість досягнення газообміну шляхом введення пучка порожнистих волокон у кровоносну судину. Ранній ВСО був розроблений для введення через стегнову або яремну вену та зайняття порожнистої вени для газообміну. Волокна були виготовлені з поліпропілену, оточеного надтонким силоксановим покриттям, яке діяло як мембрана, проникна для кисню та вуглекислого газу, але не плазми. Інше покриття ковалентно зв'язаного похідного гепарину було використано для підвищення тромбостійкості пристрою. Важливою властивістю ВСО було обтиснення порожнистих волоконних мембран по всій довжині, що дає можливість вторинним струмам текти навколо волокон. Порівняно з екстракорпоральною оксигенацією ВСО має меншу поверхню контакту з кров'ю, зменшує розмір вставки, зменшує ризик зараження та час хірургічної

операції. У системі не потрібні пробірки для крові та теплообмінники. Клінічні випробування на системі ВСО Мортенсена продемонстрували досить низький перенос кисню, який відповідав лише 20 – 30% потреби у всьому організмі. Ця низька швидкість передачі приписується крові, що тече паралельно волокнам, що спричинює збільшення товщини прикордонного шару, що перешкоджає газообміну. Посилений перенос газу, як правило, відбувається шляхом перехресного потоку та змішування крові. Більше того, паралельний потік викликає застій і збільшує ризик тромбозу. Розробляються дві модифіковані системи для поліпшення кровотоку навколо волокон; катетер Хаттлера та Високоінтегрований внутрішньосудинний мембранний оксигенатор (BIVCMO).

Катетер Хаттлера

Катетер Хаттлера використовує технологію, подібну до системи ВСО Мортенсена (рис. 7.20). Це також внутрішньосудинний газообмінний пристрій, імплантований у порожнисту вену або праве передсердя, але ± 800 порожнистих волокон, вплетених у тканину, оточують невеликий пульсуючий балон. Балон пульсує зі швидкістю до 300 «ударів» на хвилину, створюючи конвективні струми навколо порожнистих волокон, що дозволяє посилити оксигенацію крові та видалення вуглекислого газу. Таким чином оксигенатор може забезпечити близько 50% потреб пацієнта в кисні. Катетер Хаттлера призначений тимчасово сприяти роботі легенів, даючи їм час на зцілення. Це може задовольнити потреби пацієнтів з гострою дихальною недостатністю, таких як хворі на емфізему, або тих, хто переніс травму чи інфекцію легенів.

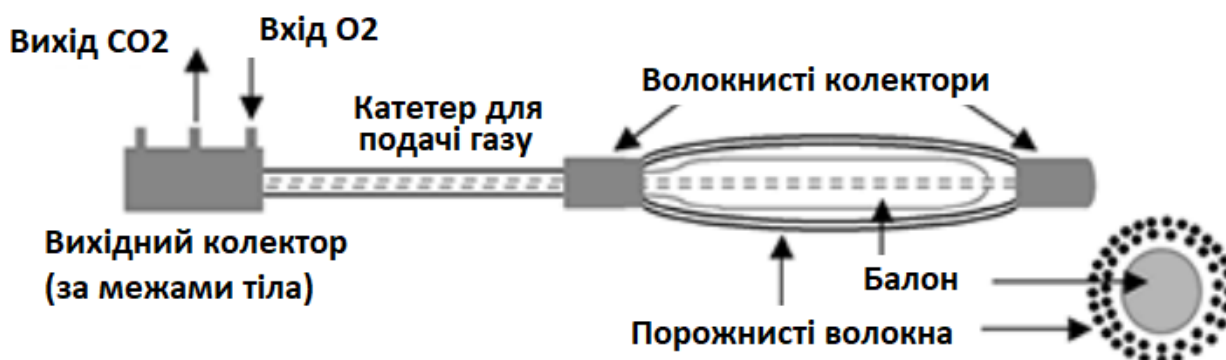


Рис.7.20 Катетер Хаттлера

Високоінтегрований внутрішньосудинний мембранний оксигенатор

ВІВСМО має поліпшену конфігурацію волокна для кращих властивостей потоку та газообміну, завдяки чому ефективність не залежить від анатомічних та рідинних динамічних умов у венозній системі (рис. 7.21). Ядром ВІВСМО є кілька послідовно з'єднаних трубчастих порожнистих волоконних пучків. Пучки встановлюються на центральному катетері, який направляє їх під час введення через вену стегнової кістки в порожнисту вену і служить трубопроводом для видалення газів. Оскільки кожен пучок на обох кінцях закріплений на предметному склі, яке вільно ковзає по катетеру, пучки можуть приймати дві основні конфігурації. Під час введення через стегнову вену волокна розташовані паралельно катетеру, подібно до оригінального апарату ВСО. Після досягнення порожнистої вени пучки стискаються і скручуються за допомогою інструменту, підключеного до катетера поза тілом. У розширеній конфігурації пучки мають форму дуже тонких дисків, які перпендикулярні осі катетера і мають щільну спіральну та однорідну конфігурацію волокон, що покращує змішування крові та газообмін через конвективні процеси. Однак висока щільність клітковини є шкідливим побічним ефектом, оскільки збільшує падіння артеріального тиску в волокнах. З цієї причини в ВІВСМО вбудований мікроосьовий насос.

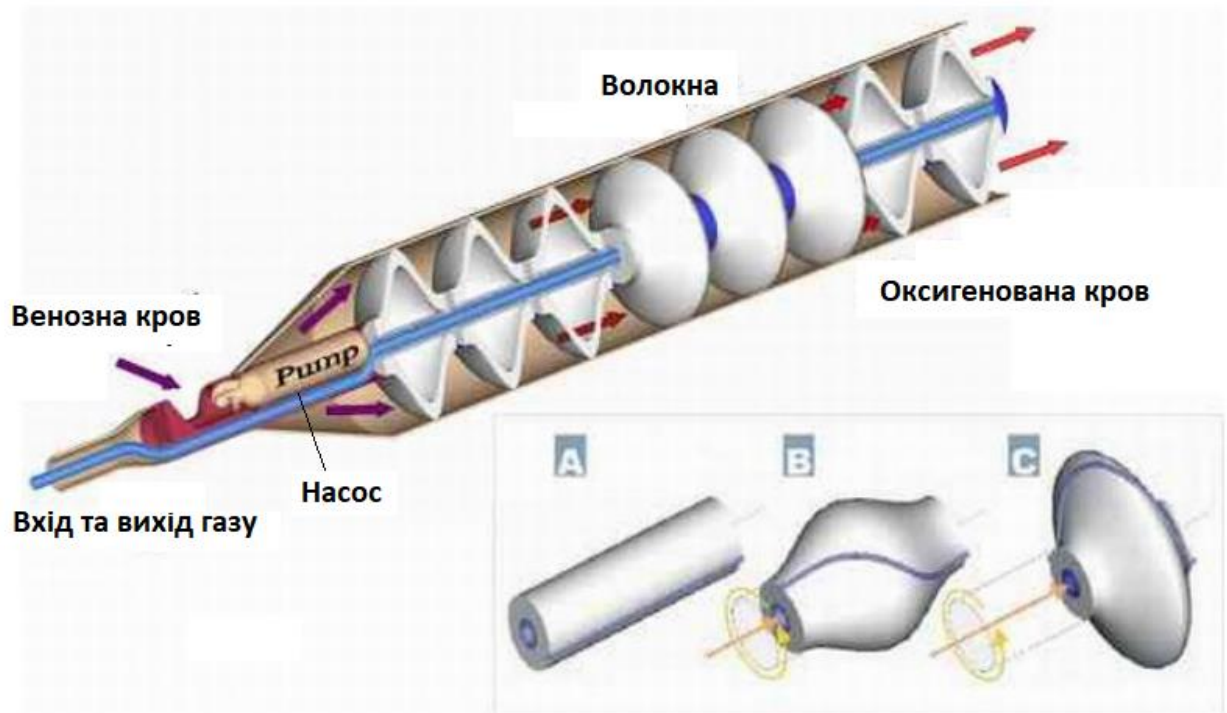


Рис. 7.21 Конструкція ВІВСМО

Штучна вентиляція легень (ШВЛ)

Вентиляційна терапія проводиться неінвазивними або інвазивними засобами та за допомогою вдихів із позитивним тиском. Принципом вентиляції з позитивним тиском є потік газу по градієнту тиску між верхніми дихальними шляхами та альвеолами.

Механічний вентилятор – це апарат, який генерує контрольований потік газу в дихальні шляхи пацієнта. Кисень і повітря надходять з балонів, накопичуються в ємності і доставляється пацієнту за допомогою одного з багатьох доступних режимів вентиляції.

Потік газу активно надходить у легені, причому об'єм поданого газу залежить від часу вдиху, потоку газу та тиску, що виникає в дихальних шляхах.

Величина, швидкість і тривалість потоку визначаються оператором. Характер потоку може бути або синусоїдальним (що є нормальним) сповільнюваним або постійним.

Дві основні цілі механічної вентиляції – полегшити газообмін та сприяти оксигенації. Лікування для поліпшення газообміну відбувається шляхом збільшення альвеолярної вентиляції, що досягається збільшенням частоти дихання та дихального об'єму.

Неінвазивна вентиляція

Неінвазивна вентиляція забезпечує механічну вентиляційну підтримку пацієнту зі спонтанним диханням, який здатний захистити свої дихальні шляхи за відсутності ендотрахеальної інтубації. Добре прилягаюча маска на обличчі або носі використовується для забезпечення безперервного позитивного тиску в дихальних шляхах або дворівневої підтримки, яка допомагає як вдиху, так і видиху на фазах дихання. Дворівнева підтримка може активно сприяти диханню шляхом збільшення альвеолярної вентиляції.

Дворівнева підтримка – це режим, який підтримує як фази вдиху, так і видиху спонтанного дихання. Позитивний тиск у дихальних шляхах на вдиху, створюється, коли пацієнт починає дихання. Він збільшує дихальний об'єм пацієнта та підтримує альвеолярну вентиляцію.

Безперервний позитивний тиск у дихальних шляхах – це форма неінвазивної вентиляції, яка забезпечує позитивний тиск через маску протягом дихального циклу (тобто при вдиху та видиху) пацієнту зі спонтанним диханням. Цей позитивний тиск покращує оксигенацію та легеневу відповідність і зменшує роботу дихання:

- Дозволяє пацієнту приймати більші дихальні об'єми за однакові зусилля;
- Збільшення функціональної залишкової ємності, тобто запобігання альвеолярному колапсу і, таким чином, збільшення площі поверхні для кисневого обміну;
- Зменшення невідповідності вентиляції / перфузії.

Деякі доступні інтерфейси для неінвазивної вентиляції включають (рис. 7.22):

- Повна маска для обличчя – ороназальна маска;
- Назальна маска;
- Загальна маска для обличчя



Рис.7.22 Типи масок для неінвазивної вентиляції:зліва на право – повна маска для обличчя, назальна маска, загальна маска для обличчя

По суті, медичний вентилятор приймає вхідну енергію від джерела живлення, як правило, від джерела змінного або постійного струму або джерела стисненого повітря, а потім використовує цю енергію для створення бажаного виходу у вигляді доставки газів пацієнту, що представляє бажаний режим вентиляції. Цей режим вентиляції може бути подачею газів при заданому тиску, заданому обсязі або заданій формі сигналу швидкості

поток, залежно від потреб пацієнта. Режими роботи вентилятора встановлюються медичним персоналом за допомогою інтерфейсу, який являє собою серію регуляторів управління, перемикачів та кнопок на вентиляторі, що дозволяє програмувати апарат для забезпечення конкретної доставки газу пацієнту незалежно. або у поєднанні із спонтанним диханням цього пацієнта.

Вентилятори побудовані навколо основних підсистем або елементів, що стосуються різних аспектів роботи апарату ШВЛ. Ці підсистеми включають елементи, присвячені виконанню функцій, пов'язаних з ключовими сегментами можливостей вентилятора, такими як:

- Отримання вхідних даних
- Перетворення сигналів
- Схема контролю
- Регулювання вихідних даних
- Сигналізація

Вхідні дані представляють як вхідну електричну потужність, що дозволяє апарату функціонувати, так і вхідні газові дані, такі як склад повітря. Перетворення сигналів стосується аспектів роботи медичного вентилятора. Схема управління вентилятором відноситься до схем управління, які диктують поведінку вихідних даних, будь то механічні, пневматичні, електричні, електронні, а також враховує бажані змінні, які потребують управління і тригери, що впливають на часову послідовність виходу. Вихідні дані відображають не тільки газову суміш, що доставляється пацієнту, але також тип виходу та її форму сигналу. Сигналізація відноситься до всіх можливих станів які контролюються, починаючи від сигналів тривоги вхідного живлення та відмови ланцюга керування, до сигналів тривоги, які попереджають про високі/низькі умови та порогові проблеми з тиском, обсягом, витратою, часом (наприклад, час вдиху), або концентрацією кисню.

Функціональні компоненти медичного вентилятора

На рисунку 7.23 представлена основна функціональна схема медичного апарату штучної вентиляції легенів. Ця конкретна схема описує пневматичні компоненти потоку для вентилятора Dräger Infinity V500 для інтенсивної

терапії. Інші моделі можуть мати різні конструкції, але огляд цієї схеми дасть базове розуміння ключових функціональних компонентів апарату.

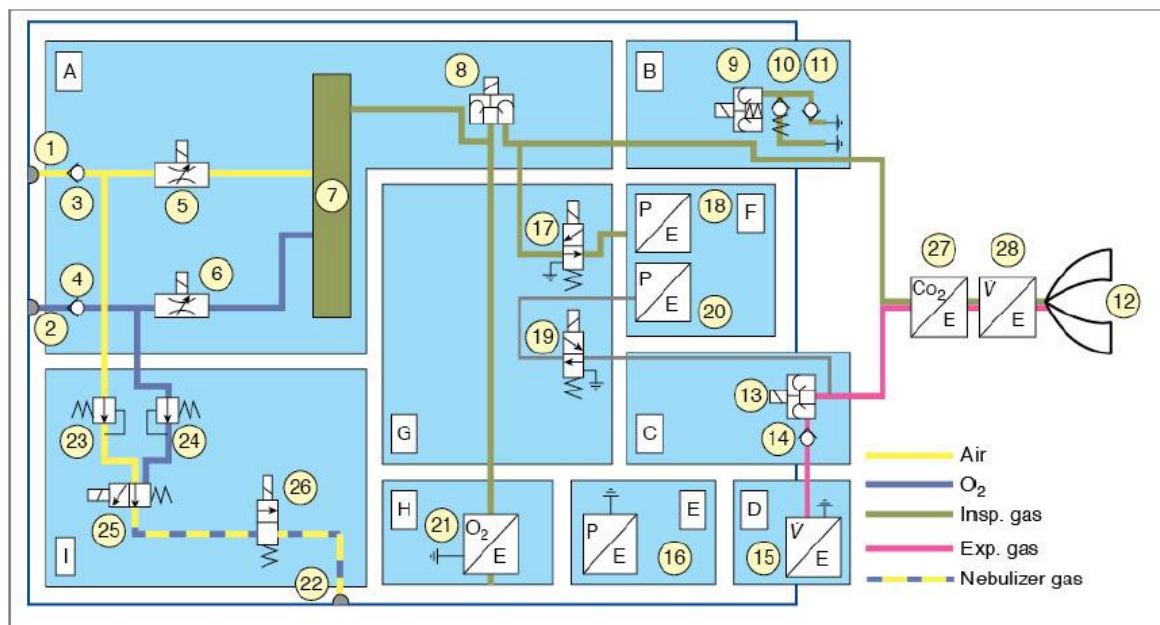


Рис. 7.23 Функціональна схема апарату ШВЛ

Основна конструкція складається з ряду функціональних блоків, позначених великими літерами А-І на рисунку 7.23, які включають:

- А – Газосуміш та дозувальний вузол
- В – Інспіраторний блок
- С – Експіраторний блок
- Д – Датчик потоку видиху
- Е – Барометричний датчик тиску
- Ф – Блок вимірювання тиску
- Г – Калібрувальний вузол
- Н – Датчик кисню
- І – Вузол розпилення ліків (небулайзер)

Подача газу до вентиляційного блоку відбувається через впускний отвір для повітря [1] та впускний отвір для кисню [2]. Пара зворотних клапанів [3,4] запобігає поверненню газу до ліній подачі. Регулюючі клапани [5,6] вимірюють потік O^2 з потоком повітря з ліній подачі і направляють потоки в резервуар [7], де відбувається перемішування. Додатковий

дозуючий клапан змішаного газу на виході з резервуара [8] контролює потік вдихуваного газу до пацієнта.

В інспіраторному блоці для додаткового регулювання потоку використовується запобіжний клапан [9] та додатковий набір клапанів [10,11]. При закритому запобіжному клапані шлях від дозуючого клапана [8] до ендотрахеальної трубки пацієнта відкритий для надходження газу до легенів пацієнта. У режимі очікування запобіжний клапан відкривається, і пацієнти можуть спонтанно дихати, витягуючи повітря з клапана аварійного дихання [11]. Аварійний клапан видиху [10] забезпечує повтор подій у випадку, якщо головний клапан видиху [13] заблокований.

Блок експірації містить головний клапан видиху [13] та зворотний клапан [14]. Призначення зворотного клапана – уникнути того, що називається маятниковим диханням, – повторного вдихання пацієнтом газу, який щойно видихнувся. Клапан видиху – це пропорційний клапан потоку, який використовується для встановлення бажаного тиску в контурі потоку пацієнта. Датчик потоку видиху [15] контролює видих пацієнта та швидкість потоку. Датчик барометричного тиску [16] використовується для вимірювання атмосферного тиску, необхідного для перетворення масового потоку в об'єм.

У складі вимірювача тиску набір датчиків тиску – один для потоку вдиху [18] та один для потоку видиху [20] забезпечує моніторинг контуру газового потоку до легенів пацієнта та назад. Два клапани для калібрування тиску [17,19] є частиною калібрувального вузла і використовуються для регулярного нульового калібрування за тиском навколишнього середовища.

Датчик кисню використовується для контролю рівня O_2 , присутнього в потоці вдихуваного газу, що подається з дозуючого клапана [8].

У цій конкретній конструкції передбачено забезпечення подачі газу до небулайзера, який може поставляти випарені ліки для пацієнта. Повітря та кисень, що з'єднуються з основними подачами на вхідних портах, після зворотних клапанів [3,4] подаються до набору клапанів, що регулюють тиск [23,24]. Виходи регулюючого клапана подаються до змішувального клапана небулайзера [25], який потім подає газову суміш небулайзера до

перемикаючого клапана небулайзера [26]. Потім остаточна суміш газу подається у вихідний отвір небулайзера [22] на вентиляторі.

7.3.3. Методи підтримки функцій норок

Відновлення норок шляхом вливання стовбурових клітин

Метою цього підходу є введення додаткових клітин у пошкоджену нирку для сприяння відновленню та регенерації. Найбільш відомі типи клітин, що використовуються для цього підходу – стовбурові клітини, отримані з кісткового мозку, які є легкодоступними та можуть бути розширені *in vitro* перед тим, як повторно вводити їх як терапевтичний засіб. Однак існують суперечливі думки щодо функції стовбурових клітин кісткового мозку при репарації норок. Деякі вказують, що одержувані з кісткового мозку клітини суттєво сприяють щоденному відновленню ниркової тканини, тоді як інші вказують, що це рідкісна подія, яка спостерігається лише у дуже обмеженій мірі після травми. Окрім стовбурових клітин, отриманих з кісткового мозку, також повідомляється про існування ниркових стовбурових клітин. У 2004 році було виявлено популяцію повільно циклічних клітин, що мешкають у сосочку дорослої нирки, які проліферують у відповідь на ішемію/реперфузійну травму і можуть мігрувати до довгастого мозку. В пробірці було показано, що ці клітини мають потенціал генерувати кілька епітеліальних елементів нефрона. Тим не менше, використання ниркових стовбурових клітин все ще перебуває на початковій фазі досліджень і далеко від клінічного застосування. Перш ніж клініка може запровадити клітинну терапію, яка покращує відновлення норок, потрібно чітко розуміння природного механізму відновлення.

Трансплантація тканини нирки плода

Іншим підходом є використання тканини плода для відновлення та заміщення функції норок. Ембріональні стовбурові клітини є хорошим кандидатом для регенерації норок, хоча основні етичні та імунологічні проблеми ще не подолані.

7.3.4. Штучна підшлункова залоза

Штучна підшлункова залоза (рис. 7.24) складається з фізико-хімічного пристрою із замкнутим циклом, що складається з блоку безперервного моніторингу рівня глюкози, інфузійної інсулінової помпи та алгоритму контролю, який регулює доставку інсуліну у відповідь на показники рівня глюкози в режимі реального часу. Ці системи мають потенціал для забезпечення надійного контролю глікемії при незначній відвідуваності пацієнта. Проводяться дослідження та розробки всіх трьох компонентів штучної підшлункової залози; однак, найбільш обмежуючим компонентом є надійний датчик глюкози з достатньою тривалістю життя.

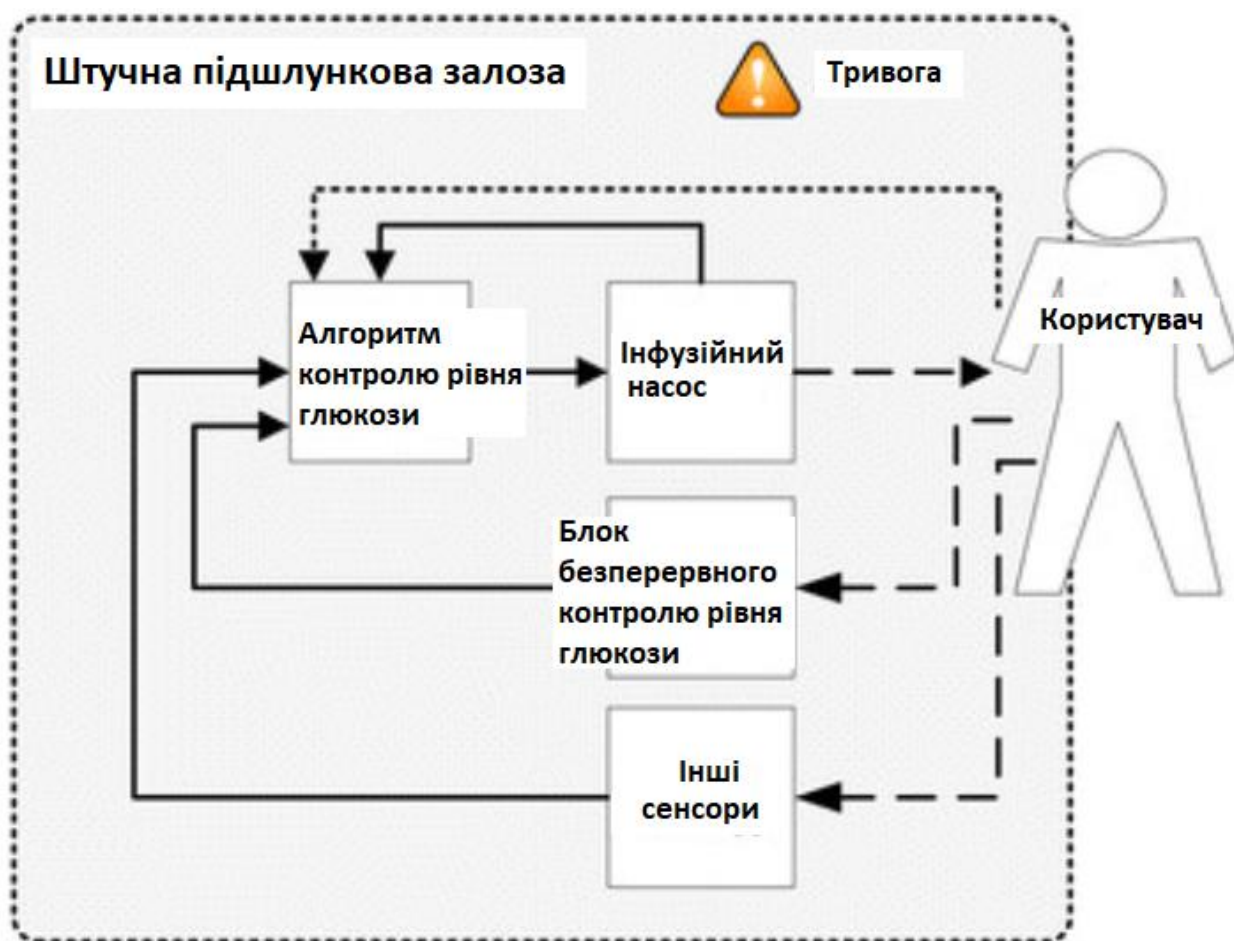


Рис. 7.24 Блок-схема штучної підшлункової залози

Більшість інвазивних датчики глюкози вимірюють концентрацію глюкози підшкірно або внутрішньовенно. До недоліків підшкірних вимірювань належать недостатня тривалість роботи датчика та недостатня точність, серед іншого, тимчасове відставання між концентрацією глюкози в

крові та інтерстиціальній рідині. До недоліків внутрішньовенних вимірювань можна віднести можливість утворення тромбу, флебіт та катетерну інфекцію. Хоча інвазивні датчики є прийнятними в лікарнях та відділеннях інтенсивної терапії, менш інвазивні способи зондування бажані для повсякденного використання.

Малоінвазивні датчики засновані на трансдермальному транспорті рідини або на мікродіалізі. Датчики, засновані на трансдермальному транспорті, вимірюють глюкозу в рідині, витягнутій зі шкіри шляхом мікропорації, що досягається за допомогою іонофорезу, ультразвуку або сфокусованого лазерного променя. Зонди для мікродіалізу зазвичай розміщують підшкірно і відфільтровують крупномолекулярні види, що допомагає підтримувати стабільність сенсора. Труднощі з малоінвазивними датчиками включають їх точність, вимогу до інтервалів у кілька хвилин між послідовними вимірами та той факт, що зміни концентрації глюкози в інтерстиціальній рідині відстають від таких у крові.

Очевидно, що найбільш бажаним типом датчика є неінвазивний. Технології, що застосовуються для неінвазивних датчиків, включають ближню, середню та дальню інфрачервону спектроскопію, резонансну спектроскопію, радіохвильовий імпеданс, поляриметрію, теплову емісійну спектроскопію, оптичну когерентну томографію та спектроскопічні методи, засновані на теплових властивостях тканин. Серед них найпопулярнішою є інфрачервона спектроскопія. Однак труднощі, що включають коливання температури тканини та стану гідратації, пот та зміна гематокриту, перешкодили розробці клінічно застосовних неінвазивних сенсорів.

Що стосується алгоритма контролю рівня глюкози, то двома основними типами алгоритмів, яким слідують, є підхід пропорційний-інтеграл-похідна (ППІ) та модель-прогноз-контроль (МПК).

У ППІ пропорційний компонент доставляє інсулін із швидкістю, пропорційною різниці між вимірюваним та цільовим рівнями глюкози; похідний компонент доставляє інсулін пропорційно швидкості зміни концентрації глюкози; а інтегральний компонент забезпечує базальний інсулін.

У МПС доставка інсуліну визначається математичною моделлю, яка обчислює необхідну кількість інсуліну на основі кількох змінних, що стосуються метаболізму глюкози та, можливо, прийому їжі.

Одним із прикладів штучної підшлункової залози, де всі три компоненти працюють спільно, є система зовнішньої фізіологічної доставки інсуліну Medtronic Minimed (рис. 7.25). Вона складається з блоку підшкірного безперервного моніторинга глюкози, ППІ-регулятора та інсулінової помпи.



Рис. 7. 25 Система штучної підшлункової залози MINIMED 630G

Типи клітин- замінників підшлункової залози

Острівці

Головною проблемою людських острівців є обмежена кількість донорської тканини, доступної для трансплантації. Острівці дорослих людей важко поширюються в культурі, і їх розширення призводить до дедиференціації, що зазвичай проявляється як втрата здатності виділяти інсулін. Хоча існують повідомлення про редиференціацію розширених острівців, фенотипова стабільність та ефективність цих клітин *in vivo* залишаються незрозумілими. Крім того, з розширеними та редиференційованими острівцями невідомо, чи інсуліносекретуючі клітини виникли в результаті редиференціації розширених ендокринних клітин, або з корінної популяції стовбурових або попередніх клітин у ізоляті тканини.

Лінії β -клітин

Клітинні лінії, отримані з β -клітин, які можуть бути ампліфіковані в культурі, але при цьому зберігають ключові диференційовані властивості нормальних β -клітин, потенційно можуть бути використані в терапії клітин та тканинних замінниках

Створені не- β клітини підшлункової залози

Інше джерело клітин складається з клітин того самого пацієнта, призначених для секреції інсуліну у відповідь на фізіологічні ознаки. Очевидно, що ці клітини не можуть бути β -клітинами підшлункової залози, оскільки вони були пошкоджені або знищені у інсулінозалежних діабетиків. Використання не- β -клітин того самого пацієнта послаблює доступність клітин та обмеження імунного сприйняття, які існують для інших типів клітин.

Диференційовані стовбурові або попередні клітини

Зусилля щодо регенерації β -клітин *in vitro* або *in vivo* шляхом диференціації клітин-попередників підшлункової залози ембріональних або дорослих стовбурів дали неоднозначні результати.

*Розробка клітин для підвищення виживання *in vivo**

Для поліпшення виживання та прищеплення проводяться стратегії поліпшення імунного сприйняття острівців та інших клітин, що секретують інсулін, що включають підвищення стійкості до цитокінів та зниження сприйнятливості до апоптозу.

7.3.5 Слухові апарати

Слуховий апарат — оснащений мікрофоном і невеликим динаміком електроакустичний прилад в слухопротезуванні, призначений для посилення звуку для користувача.

Застосовується для виправлення порушення слуху, яке вимірюється аудіометрією.

Більшість слухових апаратів мають кілька подібних електронних компонентів, включаючи мікрофон, що вловлює звук; схему підсилювача, яка робить звук голоснішим; мініатюрний гучномовець (приймач), який

подає посилений звук у слуховий прохід; та акумулятори, що живлять електронні деталі.

Деякі слухові апарати також мають накладні навушники які спрямовують потік звуку у вухо та покращують якість звуку. Вибір слухових апаратів базується на типі та тяжкості втрати слуху, індивідуальних потребах та способі життя.

Типи слухових апаратів

Зовнішні (завушні) слухові апарати: більшість деталей містяться в невеликому пластиковому футлярі, який лежить за вухом; корпус з'єднаний з вушним вкладишем або динаміком за допомогою шматка прозорої трубки. Цей стиль часто вибирають для маленьких дітей, оскільки він може вмістити різні типи вушних вкладок, які потрібно замінювати у міру зростання дитини. Крім того, такі слухові апарати легко чистити і обробляти, і вони відносно міцні.

Мініатюрні зовнішні слухові апарати: цей тип також поміщається позаду/на вусі . Дуже тонка, майже непомітна трубка використовується для підключення допоміжного засобу до слухового проходу. Міні апарати можуть мати зручну насадку для вставки ("відкрита посадка"), або можуть також використовувати традиційний вушний вкладиш.

Внутрішньовушніслухові апарати: усі частини слухового апарата містяться в оболонці, яка заповнює зовнішню частину вуха.

Внутрішньопрохідні апарати: Ці слухові апарати містяться у крихітних футлярах, які частково або повністю вкладаються в слуховий прохід. Вони є найменшими доступними слуховими апаратами, однак їх невеликі розміри можуть ускладнити обробку та коригування для деяких людей.

Аналогові слухові апарати роблять безперервні звукові хвилі голоснішими. Ці слухові апарати, по суті, однаково посилюють усі звуки (наприклад, мову та шум). Деякі аналогові слухові апарати можна програмувати. Вони мають мікросхему, який дозволяє налаштовувати програму для різних середовищ прослуховування, наприклад, у тихому місці, (бібліотека) , або в галасливому місці (ресторан) , або на великій території, як

футбольне поле. Аналогові програмовані слухові апарати можуть зберігати безліч програм для різних середовищ.

У міру зміни середовища прослуховування налаштування слухового апарату можна змінити, натиснувши кнопку на слуховому апараті. Аналогові слухові апарати зустрічаються все рідше і рідше.

Цифрові слухові апарати мають усі функції аналогових програмованих апаратів, але вони перетворюють звукові хвилі в цифрові сигнали і виробляють точне дублювання звуку. Комп'ютерні чіпи в цифрових слухових апаратах аналізують мовлення та інші звуки навколишнього середовища. Цифрові слухові апарати забезпечують більш складну обробку звуку під час посилення, що може покращити їх продуктивність у певних ситуаціях (наприклад, фоновий шум). Вони також мають більшу гнучкість у програмуванні слухових апаратів, щоб звук, який вони передають, міг відповідати потребам конкретної моделі втрати слуху.



Рис. 7.26 Типи слухових апаратів

Кохлеарна імплантаційна система

Для осіб із серйозними та глибокими втратами слуху внаслідок хвороби або пошкодження внутрішнього вуха акустична стимуляція (через слухові апарати) може не надавати достатньої інформації для адекватного сприйняття мови. У таких випадках пряма електрична стимуляція слухового нерва хірургічно імплантованими електродами є корисною для відновлення корисного слуху.

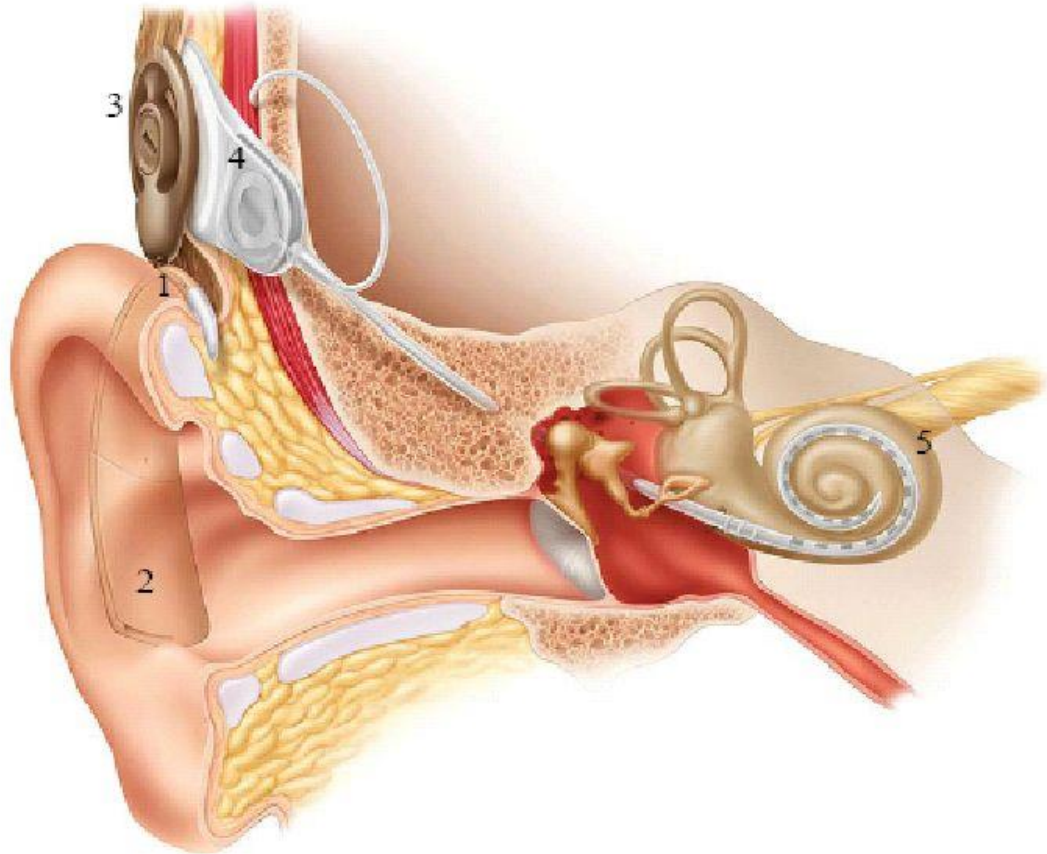


Рис. 7.27 Кохлеарна імплантаційна система: 1) мікрофон, який вловлює звуки з навколишнього середовища, 2) звуковий процесора, який перетворює аналогові звуки в цифрово закодований сигнал, 3) передавальна котушка, яка передає сигнал в 4) стимулятор приймача який декодує радіочастотні сигнали, що передаються від звукового процесора, в електричні подразники, що відповідають за стимуляцію слухового нерва, через 5) електродну решітку, яка забезпечує безліч ділянок стимуляції в області равлика

Більшість сучасних систем кохлеарної імплантації використовують внутрішньокохлеарний і позакохлеарний електроди. Три різні режими

струмової стимуляції використовуються в системах кохлеарних імплантатів – монополярний, біполярний та загальний (рис. 7.28а).

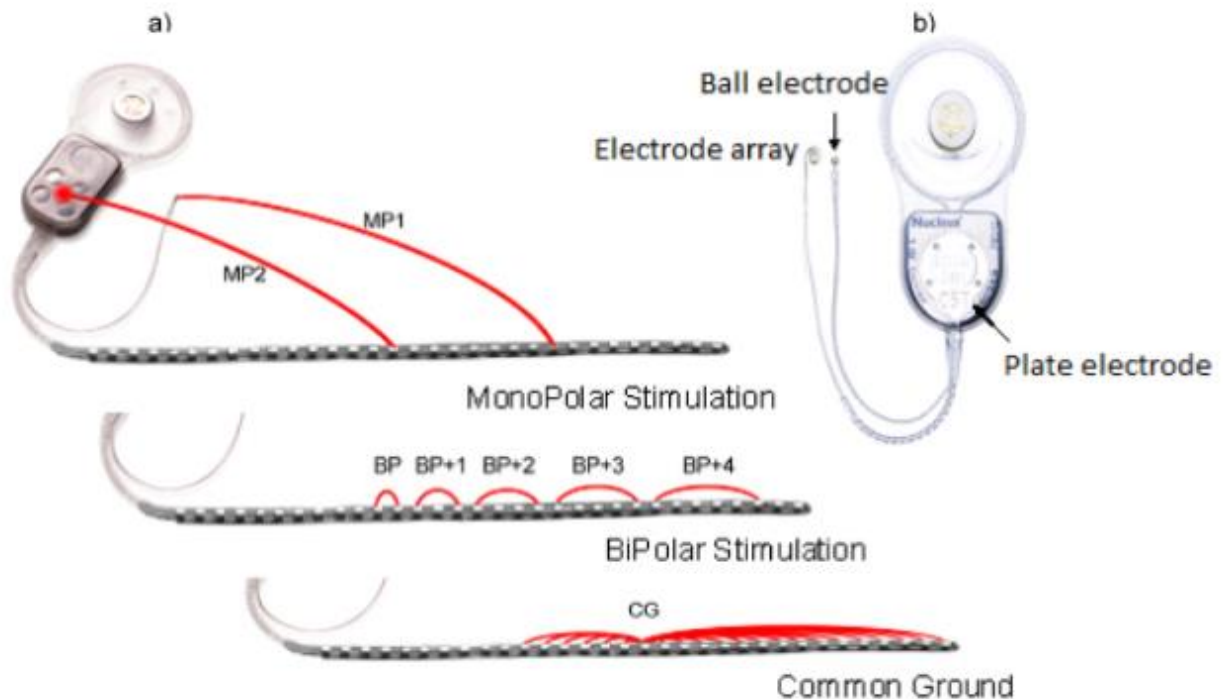


Рис. 7.28 а) режими стимуляції, б) позакохлеарний електрод

При монополярній стимуляції струм проходить між одним активним внутрішньокхлеарним електродом і позакохлеарними електродами (які забезпечують зворотний шлях струму), розміщеними як кульовий електрод під скроневим м'язом (MP1), або пластинчастим електродом на корпусі приймача (MP2) (рисунок 7.28б). Коли обидва ці позакохлеарні електроди паралельно діють як зворотні електроди, це називається конфігурацією MP1+2. При біполярній стимуляції струм протікає між активним та зворотним електродом всередині равлика; тоді як при загальній стимуляції струм тече від одного електрода всередині вушної раковини до всіх інших внутрішньокхлеарних електродів.

РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Artificial organs: State-of-the-art technology for device-based and cell/tissuebased approaches / [R. E. Geertsma, R. J. Dekker, C. Wassenaar та ін.], 2008. – 154 с.
2. How Are Medical Ventilators Made? [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.thomasnet.com/articles/plant-facility-equipment/how-are-medical-ventilators-made/>.
3. Mechanical Ventilation Learning Package – Liverpool, 2016. – 75 с.
4. Ritchi, A. C. (2013). Extracorporeal Artificial Organs. Biomaterials Science, 827–841. doi:10.1016/b978-0-08-087780-8.00072-3
5. Sambanis, A. (2011). Artificial Organs | Pancreas. Comprehensive Biotechnology, 699–711. doi:10.1016/b978-0-08-088504-9.00418-9