



Міністерство освіти і науки України

ДЕРЖАВНИЙ БІОТЕХНОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

**Факультет енергетики, робототехніки та комп'ютерних
технологій**

**Кафедра електромеханіки, робототехніки, біомедичної
інженерії та електротехніки**

МЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА ТА МОНІТОРИНГ

Конспект лекцій

**для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної та
(заочної) форми навчання, спеціальності
163 «Біомедична інженерія»**

**Харків
2024**

Міністерство освіти і науки України
ДЕРЖАВНИЙ БІОТЕХНОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет енергетики, робототехніки та комп'ютерних технологій
Кафедра електромеханіки, робототехніки, біомедичної інженерії та
електротехніки

МЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА ТА МОНІТОРИНГ

Конспект лекцій

для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної та (заочної)
форми навчання, спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

ЗАТВЕРДЖЕНО
рішенням Науково-методичної
ради ФЕРКТ ДБТУ
Протокол №1 від 31 жовтня 2023 р.

Харків
2024

УДК 615.47+57.08

Схвалено на засіданні кафедри ЕРБМІЕ
Протокол №2 від 31 вересня 2023 р.

Медична електроніка та моніторинг: конспект лекцій для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної (заочної) форми навч., спец. 163 «Біомедична інженерія» / Державний біотехнологічний університет; уклад.: Н. Г. Косуліна, М. О. Чорна, В. В. Сухін. – Харків: [б. в.], 2024. – 74 с.

Конспект лекцій з дисципліни «Медична електроніка та моніторинг», розроблено відповідно до навчальної програми. Видання включає: структуру пояснювальної записки, вимоги до її оформлення, методи реєстрації біопотенціалів і підвищення завадостійкості, пристрої фільтрації сигналів, розрахункову частину проєкту, варіанти завдань курсового проєкту, літературу та додатки.

Видання призначене здобувачам першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної та (заочної) форми навчання, спеціальності 163 «Біомедична інженерія».

Рецензенти:

Мороз О. М. – доктор технічних наук, професор кафедри енергетики та енергетичного менеджменту Державного біотехнологічного університету.

Аврунін О. Г. – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки.

Відповідальний за випуск: М. О. Чорна, к.т.н., доцент.

© Н.Г. Косуліна, 2024

© М.О. Чорна, 2024

© В.В. Сухін, 2024

© ДБТУ, 2024

Зміст

ВСТУП.....	5
Лекція 1. Медична електронна апаратура	7
Лекція 2. Вплив ультразвуку на біологічні тканини	11
Лекція 3. Застосування ультразвуку в медицині.....	22
Лекція 4. Медичні прилади для функціональної діагностики.....	53
Лекція 5. Система отримання медико-біологічної інформації.....	60
Лекція 6. Датчики медико-біологічного інформації.....	65
Лекція 7. Передача сигналу. радіотелеметрія	69
Лекція 8. Принцип роботи медичних приладів, що реєструють біопотенціали	76
Лекція 9. Функціональна діагностика дихальної системи.....	80
Список використаної лтератури	102

ВСТУП

Розвиток сучасних інформаційних технологій ставить нові вимоги до методів діагностування біологічних об'єктів та стимулює розвиток новітніх підходів в усіх галузях людської діяльності, в тому числі і медицині. Принципово новим рішенням є створення оптико-електронних медичних інформаційних систем, експертних систем та баз даних, стандартизації медичної інформації та ведення електронної історії хвороби, формування медичних інформаційних мереж, які ґрунтуються на нових методах діагностики та обчислювальних технологіях. Значна увага приділяється розробленню високоефективних неінвазивних методів дослідження, що використовуватимуться в системах медичної діагностики.

Пристаючи до вивчення невідомого біологічного об'єкта або явища, дослідник прагне одержати найбільш повну й достовірну інформацію. Для цього йому доводиться використовувати різні методи й способи отримання інформації про об'єкт. Ефективність отримання цієї інформації залежить від знання експериментатором методів досліджень й умінь їх застосувати в залежності з поставленою задачею.

Стан біологічної системи описується комплексом медико-біологічних показників, тобто групами фізичних, біохімічних, психологічних параметрів, обумовлених у процесі досліджень.

Метод дослідження - це спосіб отримання цільової інформації, заснований на якісному або кількісному зв'язку властивостей біосистеми з вимірювальними параметрами, що характеризують ці властивості. Для реалізації методу дослідження необхідне виконання наступних умов:

- кількісний або якісний опис зв'язку властивостей біосистеми (медико-біологічних показників);
- алгоритм проведення вимірювань;
- наявність технічних засобів проведення дослідження;
- наявність алгоритму й засобів обробки отриманої інформації.

В залежності від конкретного методу дослідження деякі з перерахованих умов можуть займати основне значення, а деякі - зовсім можуть бути відсутні. Більшість методів діагностики й досліджень засновані на застосуванні фізичних принципів й ідей. Тому в рамках статті передбачається така послідовність розгляду кожного методу:

- використовуване фізичне явище або процес;
- вимірюваний фізичний параметр;
- біологічні процеси, що характеризуються цим параметром;
- медична значимість методу;
- кількісні або якісні співвідношення для прикладів діагностики, що знайшли широке застосування в клінічній практиці.

Реалізація методу дослідження являє собою біотехнічну систему (апарат) - сукупність біологічних і технічних елементів, що виконують єдину цільову функцію визначення медико-біологічних параметрів.

Існує кілька класифікацій методів досліджень: за видом живого організму, за типом функціональних систем або органів, за видом захворювання, за типом діагностичних апаратів.

Лекція 1. Медична електронна апаратура

Медична електронна апаратура являє собою сукупність електронних пристроїв для вирішення медико-біологічних задач.

Діагностичні системи призначені для:

1. Отримання інформації відбуваються в організмах і протезах.
2. Для отримання інформації про стан навколишнього середовища.
3. Для медико-біологічних лабораторних досліджень.

Лікувальна апаратура призначена для впливу на організм різними фізичними факторами: ультразвуком, електричними і електромагнітними полями, електричним струмом.

Основні елементи діагностичних електронних систем:

Біологічний об'єкт

- Пристрій знімання медичної інформації (ПЗМІ);
- Пристрої посилення медичної інформації (ППМІ);
- Засоби отримання медичної інформації (ЗОМІ);
- Пристрій відображення або реєстрації медичної інформації (Ворм);
- Пристрій обробки медичної інформації (ПОМІ).

Класифікація електродів для знімання біоелектричних сигналів:

1. По виду реєстрування сигналу (ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ).
2. За матеріалом (металеві, вугільні, скляні).
3. По конструкції (плоскі, голчасті, багатоточкові).
4. По площі.

5. За призначенням (для короткочасного застосування в кабінетах функціональної діагностики, для тривалого спостереження в палатах інтенсивної терапії, для використання на рухомих об'єктах, наприклад, спортивна медицина, для екстреного застосування в умовах швидкої допомоги).

6. За місцем розташування (поверхневі, вколюючі).

Датчики - це ПЗМІ, які своїм чутливим елементом реагують на вплив вимірюваної величини і здійснюють перетворення цього впливу в форму подальшого посилення, реєстрації, обробки (як правило, в електричні сигнали).

Активні датчики - під дією вимірюваного сигналу генерують пропорційний йому електричний сигнал (напруга або струм). Джерело напруги не потрібно.

Види генераторних (активних) датчиків:

1. Термоелектричний. являє собою два спаяних між собою провідника різного матеріалу. В один з провідників підключається вимірювальний прилад, який вимірює напругу або струм. Різні температури спаю, у одного з спаїв температура завжди залишається постійною. Коли температури однакові, то ЕРС не виникає і струм відсутній. Як тільки температура другого спаю починає відрізнятися від іншого температури, виникає струм в ланцюзі. Напруга і сила струму в ланцюзі пропорційна різниці температур спаю.

2. Індукційний. Котушка індуктивності, кінці витків котушки підключені до приладів. При переміщенні магніту щодо котушки, на витках котушки виникає ЕРС. А по самій котушки тече електричний струм. Принцип роботи - електромагнітна індукція.

3. П'єзоелектричний. Основний елемент п'єзоелемент - це кварцова пластинка, яка генерує на своїх поверхнях протилежні заряди.

4. Фотоелектричний. Виробляє фотоелектрика (електрика під дією світла, фотонів). Найпростіший вид датчика. коли використовуються два напівпровідника з різною провідність і при висвітленні такого провідника відбувається поділ зарядів на лінії контактів напівпровідників.

Пасивні датчики - під впливом вимірюваного сигналу змінюють якийсь свій параметр. Пасивні датчики являють собою ланцюг, в яку входять:

1. Джерело постійної або змінної напруги;
2. Вимірювальний прилад;
3. Резистор, ємність або індуктивність, опір яких змінюється пропорційно зміні неелектричних сигналів.

ПЗМІ - це пристрій для отримання сигналів, пов'язаних з явищами і процесами, що відбуваються в біологічних системах і навколишньому середовищу.

Пристрій знімання безпосередньо контактує з біологічним об'єктом.

Основні вимоги пред'являються ПЗМІ:

1. Мінімум спотворення корисного сигналу.
2. Максимальний перешкодзахист.
3. Зручність розміщення в необхідному для вимірювання місці.
4. Відсутність подразнюючої дії.
5. Можливість багаторазового використання і стерилізації без зміни характеристик.

Класифікація ПЗМІ:

1. Електроди.
2. Датчики.

Біоуправляюча:

1. Активні (Генераторні).
 - П'єзоелектричні.
 - Термоелектричні.
 - Індукційні.
 - Фотоелектричні.
2. Пасивні (Параметричні).
 - Ємнісні.
 - Реостатні.
 - Контактні.
 - Індуктивні.

Енергетичні

Електроди - це провідники спец. форми, призначені для знімання електричних сигналів реально існуючих в організмі.

Електроди використовуюється так само і для підведення до організму зовнішнього електромагнітного впливу.

У резистивного датчика основний елемент - резистор, у ємнісних - ємність, у індуктивного - котушка індуктивності, у контактного - ключ.

Метрологічні характеристики датчика:

1. Чутливість - зміна вихідного сигналу при зміні вхідного на одиницю. Наприклад: при зміні на 5 градусів, ЕРС змінилося на 5 мілівольт. Вихідний - сигнал напруги, вхідний - то, що вимірюється.

2. Межа чутливості - мінімальне значення вхідного сигналу, яке можна зареєструвати за допомогою датчика.

3. Динамічний діапазон - діапазон від мінімального до максимального значення, реєстрований датчиком.

4. Похибка - різниця між виміряним і дійсним значенням величини. (в %)

5. Час реакції (інерційність) - показує, на скільки величина вихідного сигналу датчика відстає за часом (по фазі) від вхідного.

Лекція 2. Вплив ультразвуку на біологічні тканини

2.1. Вплив ультразвуку на біологічні клітини

Клітина представляє з себе мінімальний біологічний об'єкт, можна сказати, біологічний атом, всі тканини і органи живого організму складаються з різних клітин.

Незважаючи на величезну різноманітність різних видів клітин, у всіх них можна виділити багато спільних рис. Перш за все, це загальна: будь-яка клітина складається з деякого вмісту, відокремленого від зовнішнього середовища клітинної мембраною - тонким шаром макромолекул, що захищає клітину і забезпечує її обмін з зовнішнім світом. Поверхня мембрани не є суцільною, у ній є чимало каналів, що забезпечують пропускання різних речовин - в основному, іонів легких металів. Різні органічні сполуки, розташовані на зовнішній поверхні мембрани, необхідні для регулювання провідності каналів і всього процесу життєдіяльності клітини. У середині клітини в деякому розчині, званому цитоплазмою, розташовуються різні органели - складні комплекси, що виконують кожен свою функцію. Серед них найважливішими є ядро і ядерецє клітини, вакуолі, комплекс Гольджі та інші. Тільки правильна злагоджена робота всіх органоїдів забезпечує нормальне функціонування клітини як цілого. Для цього необхідно підтримувати певний склад цитоплазми, концентрації різних речовин в її розчині повинні знаходитися в деяких допустимих межах.

Тепер розглянемо власне вплив ультразвуку на окремі біологічні клітини, що знаходяться в підвішеному стані в будь-якому розчині. Ідеальний об'єкт для вивчення даного явища - одноклітинні організми в природному середовищі існування, так само у вигляді окремих клітин у суспензії існують, наприклад, еритроцити в крові людини і деякі інші клітини. Вплив ультразвуку на популяції клітин - наприклад, на живі тканини і органи, - питання набагато складніше, тому що в популяції клітини взаємодіють один з одним, що може призводити до неочевидних результатів.

Потужний, особливо низькочастотний ультразвук здатний механічно розривати клітинні мембрани, що призводить до порушення цілісності і загибелі клітин. Дія ультразвуку може призводити до істотної зміни механічних, електричних та інших властивостей клітинних мембран. Опромінення ультразвуком може призводити до порушення внутрішнього складу клітин і зміни концентрацій речовин, розчинених в цитоплазмі. При тривалому впливі ультразвуку наслідки залишаються протягом деякого часу після припинення опромінення, і нормальна життєдіяльність клітини може не відновитися протягом декількох хвилин, годин або навіть днів.

Зупинимося докладніше на кожному з перерахованих ефектів окремо. Розрив клітинних мембран і порушення механічної цілісності клітин - мабуть, найбільш очевидне з можливих наслідків ультразвукового опромінення. При проходженні в середовищі існування клітин акустичної хвилі в ній створюються змінні в часі механічні напруги, і якщо їх амплітуда досить висока, клітина може просто не витримати такого сильного впливу, її мембрана розірветься. Особливо небезпечний для клітин низькочастотний ультразвук. Однак навіть при низьких частотах механічне пошкодження і загибель клітин відбуваються лише при досить високих інтенсивностях ультразвуку, істотно перевищують фізіологічні дози.

Зміна властивостей мембрани під дією ультразвуку обумовлено здебільшого «відривом» потужним випромінюванням макромолекул і молекулярних комплексів з зовнішньої поверхні мембрани. Відірвані з'єднання розчиняються в навколишньому середовищі і можуть знову «повернутися» на своє колишнє місце через деякий час після припинення ультразвукового впливу. Залишившись без важливих складових, мембранні канали сильно змінюють свою провідність і інші властивості, мембрана функціонує аномально.

У деяких клітин під дією ультразвуку спостерігається генерація мембраною електричного потенціалу дії. Це вимушене порушення пов'язане з описаним вище зміною електричних властивостей мембрани.

Наступне важливий наслідок дії ультразвуку - зміна концентрації різних речовин в складі цитоплазми. Як було сказано вище, клітина - замкнута система, вона постійно перебуває в обміні речовиною і енергією з навколишнім середовищем.

Так, кожна речовина, розчинена в цитоплазмі, постійно витікає з клітини по мембранним каналах і, з іншого боку, надходить назад в клітину з навколишнього середовища по ним же. Рівноважна концентрація визначається, як правило, рівновагою цих двох процесів. У найпростішому наближенні можна вважати, що потік кожної речовини складається з двох складових:

$$j = j_{mem} + j_{diff}$$

де j_{mem} – струм через мембранні канали, визначається тільки властивостями мембрани, а j_{diff} – дифузний струм, який визначається рівнянням дифузії:

$$j_{diff} = D (C_{in} - C_{out}) / h,$$

де D – коефіцієнт дифузії, h – товщина мембрани, C_{in} і C_{out} – концентрації речовини відповідно всередині і поза клітиною. При досить потужному ультразвуку можуть змінюватися, як було сказано вище, властивості мембрани, тобто величини j_{mem} і D . Це, очевидно, призведе до зміни рівноважної концентрації речовини всередині клітини. Але і менш інтенсивний ультразвук може призводити до того ж результату. Це відбувається з наступних причин: акустична хвиля створює мікрівітри в навколишньому клітинному середовищі, забезпечуючи ефективне перемішування розчину. Якщо до впливу ультразвукового випромінювання клітину оточував деякий примембранний шар, в якому через дифузії концентрація речовин була ближче до внутрішньоклітинної. Перемішування знищує цей шар і вирівнює концентрації

речовин у всьому розчині, що збільшує j_{diff} . Таким чином, вплив ультразвуку наближає концентрацію речовин в цитоплазмі, особливо іонів легких металів, до їх концентрації поза клітиною.

Це робить клітину більш залежною від складу зовнішнього середовища, а також може порушити внутрішні процеси життєдіяльності.

Порушення внутрішнього складу клітини і, як наслідок, процесів її життєдіяльності, є найбільш глибокою і довгостроковою зміною.

Наслідки такого роду можуть залишатися в силі після декількох годин, а то й днів після закінчення впливу ультразвуку.

Отже, ми розглянули можливі наслідки дії ультразвуку на окремі біологічні клітини. У міру зменшення інтенсивності ультразвуку ці наслідки можна впорядкувати таким чином: порушення цілісності клітини - зміна властивостей мембрани - зміна концентрацій речовин в цитоплазмі - порушення життєдіяльності. При наявності більш ранніх в цьому списку симптомів наступні теж, очевидно, присутні.

Коротко торкнемося основних відмінностей, що виявляються при опроміненні не окремих клітин, а клітинних популяцій - тканин і органів. По-перше, ультразвукове опромінення сповільнює ріст і поділ клітин, що загальмовує життєдіяльність і розвиток популяції. По-друге, негативний вплив ультразвуку на окремі клітини компенсується включенням деяких біологічних механізмів «взаємовиручки», які послаблюють його наслідки.

2.2. Швидкість і теплові ефекти ультразвуку

З точки зору фізики ультразвуку тканини людського тіла близькі за своїми властивостями рідкому середовищу, тому тиск на них ультразвукової хвилі може бути описано як сила, що діє на рідину. Звукові хвилі є механічними за своєю природою, так як в основі їх лежить зміщення частинок пружного середовища від точки рівноваги. Саме за рахунок пружності і відбувається передача звукової енергії через тканину. Швидкість поширення

ультразвуку залежить, перш за все, від пружності і від щільності тканини. Чим більше щільність матеріалу, тим повільніше повинні поширюватися в ньому (при однаковій пружності) ультразвукові хвилі. Але до цього фізичного параметру слід підходити з обережністю. Швидкість звуку при проходженні його через різні середовища біологічного організму може бути різною. У таблиці 2.1 представлені швидкості поширення ультразвуку в різних середовищах

Таблиця 2.1

Матеріал	Швидкість звуку (м/с)
М'які тканини (в середньому)	1540
Головний мозок	1541
Жир	1450
Печінка	1549
Нирка	1561
М'язи	1585
Кістки черепа	4080

2.3. Загасання і поглинання ультразвуку в біотканинах

Середовище, в якому поширюється ультразвук, вступає у взаємодію зі звуком, що проходить через нього енергією і частина її поглинається. Переважна частина поглиненої енергії перетворюється в тепло, менша частина викликає в передавальній речовині незворотні структурні зміни. Поглинання є результатом тертя часток одна по одній, в різних середовищах воно різне. Поглинання залежить також від частоти ультразвукових коливань. Теоретично, поглинання пропорційно квадрату частоти. Величину поглинання можна характеризувати коефіцієнтом поглинання, який показує, як змінюється інтенсивність ультразвуку в середовищі що опромінюється. З ростом частоти вона збільшується.

Інтенсивність ультразвукових коливань в середовищі зменшується за експоненціальним законом. Цей процес обумовлений внутрішнім тертям, теплопровідністю поглинаючого середовища і його структурою. Його орієнтовно характеризує величина поглинаючого шару, яка показує на якій глибині інтенсивність коливань зменшується в два рази (точніше в 2,718 рази або на 37%). При частоті, рівній 0,8 МГц середні величини поглинаючого шару для деяких тканин такі: жирова тканина - 6,8 см; м'язова - 3,6 см; жирова і м'язова тканини разом - 4,9 см. Зі збільшенням частоти ультразвуку величина поглинаючого шару зменшується. Так при частоті, рівній 2,4 МГц, інтенсивність ультразвуку, що проходить через жирову і м'язову тканини, зменшується в два рази на глибині 1,5 см. Представлені залежності коефіцієнтів загасання звуку від частоти в різних тканинах і біологічних рідинах. Теоретична частотна залежність затухання звуку в деяких м'яких тканинах та інших біологічних середовищах дається виразом $\mu = bf$. Було отримано, що показник ступеня t в даному виразі пов'язаний з можливими відносними вкладками різних механізмів загасання.

Залежності коефіцієнтів загасання звуку від частоти в різних тканинах і біологічних рідинах. 1-легені; 2-кістки черепа; 3-сухожилля; 4-шкіра; 5-молочна залоза; 6-скелетна м'яз при поширенні звуку паралельно волокнам; 7-фіксована серцевий м'яз на частоті 100 МГц; 8-мозок дорослої людини; 9-печінку на частотах 1-10 МГц; 10-печінку на частоті 100 МГц; 11-нирка на частотах 100 і 220 МГц; 12-селезінка; 13-насінники; 14-мозок дитини; 15-цільна кров; 16-кістозна рідина молочної залози (9,4% -ний білковий розчин); 17-плазма крові; 18-10% -нийраствор гемоглобіну при температурі 25 ° С; 19-діапазон значень розчинів для амінокислот; 20-вода.

Як видно, для більшості м'яких тканин і біологічних рідин людського організму значення b близькі до одиниці. Експериментальні дослідження показали, що для деяких тканин ці значення залишаються незмінними в досить широкому частотному діапазоні аж до тих частот, на яких істотну роль починає грати поглинання в воді. У більшості м'яких тканин на частотах, що

перевищують 3 МГц, і при температурах вище 20 ° С загасання звуку зменшується із зростанням температури пропорційно кореню квадратному з в'язкості. На підставі цього був зроблений висновок, що важливу роль в цьому процесі можуть відігравати в'язкі втрати за рахунок відносного руху. При температурах нижче 20 ° С жирова тканина, а також і інші тканини характеризуються негативним температурним коефіцієнтом згасання, який спадає з ростом температури значно крутіше, ніж корінь квадратний з в'язкості. Представлені сумарні дані по поглинанню та загасання звуку в тканинах центральної нервової системи миші, кішки і людини.

Ізотермічні залежності параметра α/f^2 від частоти для тканин центральної нервової системи.

На частотах нижче 1 МГц представлені залежності характеризують поглинання звуку в спинному мозку миші, вище 1 МГц ці графіки відповідають загасання звуку в фіксованому мозку корови. Результати для загасання в мозку кішки на частоті 4,2 МГц в інтервалі температур від 30 до 50 ° С, а також дані для мозку людини.

2.4. Особливості поширення ультразвуку в біологічному середовищі.

При поширенні ультразвуку в рідкому середовищі виникає зміна тиск.

Негативний тиск може призвести до утворення порожнин в місці розрідження (кавітація), а порожнину називають кавітаційною бульбашкою. Вона може утворитися в рідині при наявності в ній дрібних бульбашок повітря, які є зародковими центрами кавітації. У порожнині виникають пари рідини та повітря. У дегазованої рідини кавітація відсутня. В кавітаційних бульбашках з'являються нові поверхні, а на них в результаті великої напруги електричні заряди, які можуть сприяти утворенню іонів в рідині.

Ультразвук надає механічну дію на грубоволокнисту сполучну тканину. Доцільно застосовувати пульсову подачу ультразвуку, інтенсивність ультразвукової хвилі підвищується, а тепловий ефект буде незначним і буде

відводитися циркулюючою кров'ю. Ультразвук прискорює дифузію речовин і створює можливості вводити різні лікарські засоби через неушкоджений епідерміс (ультрофонофорез). Він посилює проникність шкіри для лікарських препаратів, наприклад, гідрокортизону. Тепловий ефект залежить від поглинання ультразвуку тканинами і не дуже великий, так як тепло відводиться циркулюючої кров'ю.

Підвищення температури при проведенні процедури спочатку різке, а потім більш поступове, як і падіння температури. Тепло утворюється на кордоні підшкірної клітковини і м'язів, добре виражено в м'язовій тканині. Емульгування, роздроблення рідин і порошоків, що не змішуються між собою призводить до утворення стійких дрібнодисперсних емульсій, аерозолів. Відомо, що в кавітаційних бульбашках утворюються електричні заряди, які викликають іонізацію середовища. Молекули води розщеплюються на H^+ і OH^- , з'являється перекис водню, а в присутності азоту - азотні і азотисті кислоти. Можлива фіксація за допомогою ультразвуку молекулярного азоту органічними кислотами з утворенням амінокислот, які йдуть на побудову білка. Цим і пояснюється роль ультразвуку в регуляції синтезу білка. Змінюється співвідношення між клітиною і міжклітинної рідиною в сторону підвищення останньої. Запалена тканина реагує на ультразвук сильніше, ніж здорова, зменшується ацидоз, кислотність середовища зміщується в лужний бік, а значить, певною мірою відзначається протизапальний ефект. Ультразвукові хвилі інактивують ферменти, гормони, підвищують активність інсуліну, викликають розщеплення глікогену, здійснюють деполімерізацію гіалуронової і хондроїтинсірчаної кислот, а значить, викликають гідратацію дерми. При дослідженні в біологічних об'єктах відзначено, що ультразвуковий масаж вивільняє з тканин гістаміноподібні речовини. Рефлекторна дія ультразвуку. Впливаючи на різні області тіла, ультразвук надає знеболюючий, седативний ефект.

Особливо добре це видно при сегментарному впливі на певні зони по ходу нервів і судин. У м'язах під впливом акустичної енергії виникає гіперемія,

гіпертермія та підвищення тону. З іншого боку, підвищений тонус в патологічних умовах знижується. Суть нервово-рефлекторної теорії впливу ультразвуку на організм полягає в наступному. Ультразвукові хвилі викликають роздратування нервоворецепторних приладів в тканинах, а рефлекторна відповідь центральної нервової системи на це роздратування, що йде через вегетативну нервову систему, обумовлює терапевтичний ефект.

2.5. Використання біологічної дії ультразвуку.

1. Ультразвукова аутогемотерапія - зміна властивостей людської крові, що стимулює захисні системи організму працювати більш активно: $I \sim 0.3-0.6$ Вт/см², $f \sim 1$ МГц, $t \sim 3..5$ хв.

2. Ультразвукова рефлекотерапія - вплив ультразвуку на біологічно активні точки людського організму: $I \sim 0.05-0.2$ Вт/см²

3. Ультразвукові стимуляція і придушення відтворювальних функцій тварин.

Стимуляція: $I \sim 0.1-1$ Вт/см², $t \sim 1..3$ хв. Придушення (регенеративне): $I \sim 4$ Вт/см², $t \sim 10$ хв. Повне знепліднювання тварини: $I > 5$ Вт/см².

4. Лікування захворювань опорно-рухового апарату за допомогою ультразвуку.

5. Відновлення сухожиль і зв'язок: ($I \sim 0.1-1$ Вт/см²).

Знеболюючий ефект впливу ультразвуку. Фонофорез - введення лікарського препарату за рахунок впливу ультразвуку.

5. Ультразвукова терапія уражених тканин. Загоєння ран: $I \sim 0.2-0.6$ Вт/см².

Лікування абсцесів: $I \sim 0.1-1$ Вт/см². Прискорення течії фурункульозу: $I \sim 0.2-1$ Вт/см².

6. Ультразвук в мамології. Стимуляція секреції молока: $I \sim 0.2-0.6$ Вт/см.

Поліпшення бактерицидних властивостей молока: $I \sim 1$ Вт/см² Лікування маститів: $I \sim 0.4-0.6$ Вт/см².

7. Ультразвук в офтальмології. Фонофорез. Стимуляція обмінних процесів.

8. Загоєння очних травм. Лікування специфічних вірусних захворювань очей:

$$I < 1 \text{ Вт/см}^2$$

9. Вплив ультразвуку на внутрішні органи. Позитивний вплив на запальні процеси в печінці: $I \sim 0.3-0.6 \text{ Вт/см}^2$, $t \sim 5..10 \text{ хв}$.

Збільшення моторної активності жовчного міхура: $I \sim 0.2-0.4 \text{ Вт/см}^2$.

Нормалізація секреторної, евакуаційної, моторної функцій шлунка ($I \sim 0.5-0.8 \text{ Вт/см}^2$); лікування виразкової хвороби ($I \sim 0.2-0.6 \text{ Вт/см}^2$).

Лікування виразкової хвороби ($f \sim 0.05 \text{ МГц}$)

10. Лікування пухлин: $I \sim 0.4-2.5 \text{ Вт/см}^2$. Непередбачуваність результату впливу (підвищення імунітету організму або каталізація зростання пухлинних клітин:

11. $I \sim 1000 \text{ Вт/см}^2$ (HIFU). Руйнування пухлинних клітин (можлива загибель організму від інтоксикації). Комбіновані методи (розумна інтенсивність сфокусованого ультразвукового впливу і ультразвукова гіпертермія).

Лекція 3. Застосування ультразвуку в медицині

Однією з найважливіших областей застосування ультразвуку є медицина.

Тут ультразвук використовується для діагностики і терапії. Ультразвукові поля, використовувані в діагностиці є досить слабкими, їх інтенсивності не перевищують значення $0,5 \text{ Вт/см}^2$. Перші успішні спроби застосування ультразвуку в медицині були зроблені в 1940-х рр.; однак систематичне використання ультразвуку з метою діагностики почалося лише з середини 1960-х р.р. В даний час близько 20-25% всіх клінічних досліджень, пов'язаних з отриманням і аналізом зображень внутрішніх органів, доводиться на ультразвук. За кількістю щорічних продажів ультразвукова медична техніка вже перегнала рентгенівські прилади - попереднього лідера в цій галузі.

Ультразвукові методи діагностики протягом довгого часу ґрунтувалися, перш за все, на застосуванні луна-імпульсного принципу, тобто на використанні сигналів, що приходять з досліджуваної області середовища після її опромінення хвильовим пакетом.

Однак обсяг даних в прийнятих аналогових сигналах настільки великий, що до недавнього часу, вдавалося використовувати лише малу частину укладеної в них інформації за рахунок застосування найпростіших методів цифрової обробки сигналів.

У той же час, за відносно короткий проміжок часу ультразвукова діагностика пройшла шлях від одновимірної ехографії, що давала досить невеликий обсяг інформації, до складного сканування в режимі реального часу, що дозволяє домогтися візуалізації не тільки органів і систем, а й їх структурних елементів.

Застосування ефекту Доплера дозволяє досліджувати рухомі структури, зокрема кровотік, при цьому вид і склад одержуваної інформації може бути досить складним, як, наприклад, в діагностичних апаратах з кольоровим доплерівським картуванням.

Ультразвукова діагностика є неінвазивним і неруйнівним методом дослідження внутрішніх органів пацієнта. У разі, коли необхідно провести зміну властивостей внутрішніх органів або хірургію без пошкодження зовнішніх тканин, ультразвук також знаходить своє застосування. Розрізняють ультразвукову терапію, ультразвукову хірургію і літотрипсію. Ультразвукова терапія використовує ультразвук середніх інтенсивностей (0,5 – 3 Вт/см²) для швидкого нагріву певного обсягу, локалізованого в тканини. При лікуванні пухлин тканини нагріваються за допомогою сфокусованого ультразвуку до температур 43 – 450С на час, близько 20 - 30 хвилин.

При таких умовах клітини пухлини стають набагато більш чутливими до радіотерапії та хіміотерапії, в той час як чутливість здорових клітин підвищується незначно. Ультразвукова фізіотерапія дозволяє досягти різних поліпшують ефектів: збільшення розтяжності сухожиль і рубців, підвищення рухливості суглобів, болезаспокійливу дію, зміна кровотоку за рахунок нагріву, зменшення м'язового спазму.

Ультразвукова хірургія використовує ультразвук високих інтенсивностей (5 - 2000 Вт/см²), який застосовується для розрізання та видалення тканин шляхом перегріву, і для зупинки внутрішніх кровотеч при пораненнях або під час операції за рахунок згортання крові при нагрівається впливі.

Літотрипсія використовує фокусовані ударні хвилі для руйнування каменів в нирках і жовчному міхурі. Такі обурення створюються за допомогою електророзрядних, електромагнітних і п'єзоелектричних джерел. Так само як і методи діагностики, методи ультразвукової терапії повинні мати високу просторову точність при формуванні акустичних полів, для підтримки високої вибіркості впливу. Це накладає високі вимоги як на ультразвукові датчики і зонди, так і на діагностичні і терапевтичні системи в цілому. Локальний вплив досягається зазвичай за рахунок використання сфокусованих пучків ультразвуку.

3.1. Ультразвукові терапевтичні прилади

Застосування ультразвукових методів в терапії пов'язане з дослідженнями в області розробки і вдосконалення приладів. В даний час спостерігається тенденція до об'єднання різного роду технік, таких як ЯМР, лазерних та ультразвукових методів. Бурхливий розвиток комп'ютерної техніки дозволяє проводити все більш складні операції на внутрішніх органах неінвазивними методами. Методи візуалізації дозволяють стежити за станом органів реальному часі.

Перші роботи в області ультразвукової терапії з'явилися в кінці 40-початку 50-х р.р. ХХ століття. Роботи Поля Ланжевена, Раймара Польмана, Лінна і Путнама, Петера Ліндстрема поклали основу ультразвуковим методам в терапевта. У роботах цих авторів були відкриті перші явища ультразвуку - больові впливу (Ланжевен), відкриті гранично допустимі для терапії потужності (Польман), проводилися роботи по лікуванню головних болів, експерименти на тканинах простати і ракових пухлин (Ліндстром). На основі перших розробок в даній області створювалися прилади для клінічного використання. Вони мали значні розміри і були не дуже зручні для використання в медичній практиці. Показані перші прилади, що застосовувалися в медицині для лікування гастриту і артриту колінного суглоба.

На початку 50-х років ХХ століття з'явилися роботи по використанню фокусированного ультразвуку в медицині. Так, в роботі Лавина (Lavin) було показано терапевтичний вплив ультразвуку при катаракті. Робота груп Петера Веллса, Мішеля Арслана, Дугласа Гордона привела до відкриття терапевтичних ефектів ультразвуку при лікуванні хвороби Мен'є (головні болі). В результаті даних робіт був створений перший апарат лікування хвороби Мен'є (кінець 1950х рр) (Britain).

Всі досягнення досліджень в області ультразвукових терапевтичних методів в даний час дозволили створити цілий клас зручних в обігу, багатофункціональних приладів. Сучасні ультразвукові прилади поєднують в

собі функції терапевтичні, хірургічні, візуалізацію. П'єзокерамічні перетворювачі, застосовувані в різних областях медицини, мають різну конструкцію, форму і структуру робочої поверхні: від найпростіших плоских одноелементні перетворювачів до складних багатоелементних антенних решіток. Наведено зовнішній вигляд типових перетворювачів, які використовуються в діагностиці і терапії.



Рисунок 3.1. П'єзокерамічні перетворювачі, застосовувані в різних областях медицини

У випадках зображені діагностичні багатоелементні датчики лінійного і конвексного сканування.

Іншим прикладом ультразвукового приладу є прилад BTL-500 виробництва Чехії. У ньому поєднуються методи ультразвукової, лазерної та електротерапії. Вид приладу наведено.



Рисунок 3.2. Прилад BTL-500

Відомості про апарат:

1. Електротерапія: всілякі види струмів, формування дипольного, плоского електричного поля і їх комбінацій.
2. УЗ: мультичастотні випромінювачі (1 та 3МГц) дають можливість створення звукового поля.
3. Інфрачервоні та червоні лазери.
4. 500 індивідуальних комбінацій процедур.
5. Прилад для електро, ультразвукової та лазерної терапії.

Сучасні прилади ультразвукової терапії поєднуються з методами інших видів фізіотерапії - лазерної, електротерапії. Спільне поєднання даних методик дозволяє домагатися кращих лікувальних ефектів. Однак, застосування ультразвуку, як, втім, і інших лікувальних впливів, вимагає дозування. При дуже низьких інтенсивностях і короткому часу впливу ультразвук може виявитися неефективним, а інтенсивне і тривале вплив може зумовити дуже серйозні і не обов'язково бажані зміни в організмі.

3.2. Застосування ультразвуку у фізіотерапії

1. Прискорення регенерації тканин.

Одне з найбільш поширених застосувань ультразвуку у фізіотерапії - це прискорення регенерації тканин і загоєння ран. Основний фактор, який часто перешкоджає відновленню м'якої тканини після її пошкодження, - це контрактура, що виникає в результаті пошкодження і обмежує нормальний рух. Слабке прогрівання тканини може підвищити її еластичність. При додатковому прогріванні під час вправ, що розтягують поліпшується гнучкість колагенсодержащих структур.

Ультразвуковий нагрів призводить до збільшення розтяжності сухожиль. Рубцева тканина також може стати більш еластичною під впливом ультразвуку. Відновлення тканин можна описати за допомогою трьох перекриваються фаз.

Протягом запальної фази фагоцитарна активність макрофагів і поліморфнонуклеарних лейкоцитів веде до видалення клітинних фрагментів і патогенних часток. Переробка цього матеріалу відбувається головним чином за допомогою лізосомальних ферментів макрофагів. Відомо, що ультразвук терапевтичних інтенсивностей може викликати зміни в лізосомальних мембранах, тим самим прискорюючи проходження цієї фази.

Друга фаза в загоєнні - проліферація або фаза розростання. Клітини мігрують в область поразки і починають ділитися. Фібробласти починають синтезувати колаген. Інтенсивність загоєння починає збільшуватися, і спеціальні клітки, міофібробласти, змушують рану стягуватися. Показано, що ультразвук значно прискорює синтез колагену фібробластами як *in vitro*, так і *in vivo*. Якщо диплоїдні фібробласти людини опромінити ультразвуком частотою 3 МГц і інтенсивністю 0,5 Вт / см² *in vitro*, то кількість синтезованого білка збільшиться.

Дослідження таких клітин в електронному мікроскопі показало, що в порівнянні з контрольними клітинами в них міститься більше вільних рибосом, шорсткуватої ендоплазматичної мережі.

Третя фаза - відновлення. Еластичність нормальної сполучної тканини обумовлена упорядкованою структурою колагенової сітки, що дозволяє тканини напружуватися і розслаблятися без особливих деформацій. У рубцевої

тканини волокна часто розташовуються нерегулярно і заплутано, що не дозволяє їй розтягуватися без розривів.

Рубцева тканина, що формувалася при впливі ультразвуку, міцніші і більш еластично порівняно з "нормальною" рубцевою тканиною.

2. Лікування трофічних виразок.

3. При опроміненні хронічних варикозних виразок на ногах ультразвуком частотою 3 МГц і інтенсивністю 1 Вт/см² в імпульсному режимі 2 мс: 8 мс були отримані наступні результати: після 12 сеансів лікування середня площа виразок складала приблизно 66,4% від їх первісної площі, у той час як площа контрольних виразок зменшилася всього до 91,6%. Ультразвук може також сприяти приживлення пересаджених шматків шкіри на краю трофічних виразок.

4. Прискорення розсмоктування набряків.

5. Ультразвук може прискорити розсмоктування набряків, викликаних ушкодженнями м'яких тканин, що швидше за все обумовлено збільшенням кровотоку або місцевими змінами в тканинах під дією акустичних мікропотоків.

6. Підвищення рухливості суглобів.

7. Амплітуда рухів суглобів у разі контрактури може бути збільшена шляхом їх нагрівання. Для нагріву суглоба, оточеного значним шаром м'яких тканин, ультразвукової спосіб найкращий, оскільки ультразвук краще інших форм діатермічної енергії проникає в м'язову тканину.

8. Болезаспокійливу дію

Багато пацієнтів відзначають ослаблення болю при тепловій дії на уражені області. Знеболюючий ефект може бути як короткочасним, так і тривалим. При деяких захворюваннях застосування ультразвуку для зменшення болю дає найкращі результати. Ультразвук послаблює фантомні болі після ампутації кінцівок, а також болі, викликані утворенням рубців і невром.

Механізми болезаспокійливого дії поки неясні; можливо, в них вносять вклад і нетеплові ефекти.

9. Зміни кровотоку

При локальному нагріванні тканини часто відзначаються судинні реакції, які проявляються навіть на деякій відстані від місця впливу. При нагріванні ультразвуком або електромагнітному випромінюванням спостерігаються подібні ефекти. При імпульсному опроміненні (коли теплові ефекти не великі) також змінюється кровотік.

Ці зміни зберігаються близько півгодини після закінчення процедури. Місцеве розширення судин збільшує надходження кисню в тканину і, отже, покращує умови, в яких знаходяться клітини. Можливо, саме цим пояснюється терапевтичний ефект, а також нерідко спостерігається посилення запальної реакції.

10. Зменшення м'язового спазму

11. Прогрівання може зменшити м'язовий спазм. Мабуть, це обумовлено седативною (заспокійливою) дією підвищення температури на периферичні нервові закінчення. Ультразвук також може бути використаний для цієї мети.

Ступінь фізіологічної реакції на прогрівання залежить від великої кількості факторів, що включають досягається температуру, час прогрівання, розмір прогрівається зони і швидкість збільшення температури. Ультразвук дозволяє швидко нагріти суворо певну область. До анатомічних структур, які вибірково нагріваються ультразвуком, відносяться багаті на колаген поверхневі

шари кістки, окістя, суглобові меніски, синовіальна рідина, суглобові сумки, сполучні тканини, внутрішньом'язові рубці, м'язові волокна, оболонки сухожиль і головні нервові стовбури.

У ряді випадків ультразвук може бути більш ефективною формою діатермії, ніж короткохвильові випромінювання, парафінові аплікації і інфрачервоне випромінювання.

12. Загоєння переломів.

При експериментальному дослідженні переломів малої гомілкової кістки у щурів було виявлено, що ультразвукове опромінення під час запальної і ранньої проліферативної фаз прискорює і покращує одужання. Кісткова мозоль у таких тварин містила більше кісткової тканини і менше хрящів. Однак в пізньої проліферативної фазі приводило до негативних ефектів - підсилювався ріст хрящів і затримувалося утворення кісткової тканини.

3.3. Застосування ультразвуку в хірургії. Хірургія за допомогою сфокусованого ультразвуку.

Перший напрям пов'язаний з використанням традиційних хірургічних інструментів. Акустичне випромінювання подається на ріжучу частину інструменту. Як генератор випромінювання використовується магнітострикційний або пьезокерамічний перетворювач. Під акустичним впливом лезо робить мікроколивання з амплітудою 1-350 мкм. Частота генераторів вибирається зазвичай 20-100 кГц. Залежно від завдань, для яких використовується інструмент, напрямом коливань може бути як поздовжнім, так і поперечним. Таким чином, хірургічний прилад, здійснюючи коливання, забезпечує мікро розрізання тканини. Так само, для вирішення деяких завдань на кінець інструменту поміщають хвилевід - дезінтегратор, який дозволяє здійснювати руйнування матерії за допомогою ультразвукового впливу. В

цілому ж, використання ультразвукового випромінювання в хірургічних інструментах спрощує роботу хірурга, завдяки мікро розрізання тканини.

Механізм впливу інструменту на розрізається тканину наступний. При взаємодії інструменту з тканиною виникають поздовжні і поверхнево-зсувні хвилі. Причому довжина поздовжніх хвиль, що виникають при частотах, використовуваних в УЗ хірургічних інструментах, становить близько 2-7,5 см. Градієнти тиску, що виникають при таких хвилях, досить малі, тому мембрани клітин з розмірами 103-104 не руйнуються при взаємодії з акустичним полем. Набагато більший вплив надають поверхневі зсувні хвилі, але вони загасають в тонкому слові поблизу розсікає області.

Неруйнуючий вплив акустичного випромінювання на мембрану клітини виражається в тому, що її прониклива здатність зростає. Даний факт підтверджується експериментально на модельних дослідах з використанням картоплі.

Бульба картоплі надрізати скальпелем з УЗ впливом різної інтенсивності.

Далі на надрізи містилося речовина - індикатор. Результати досвіду показали, що проникність індикатора в клітку зростає зі збільшенням інтенсивності акустичного впливу.

Градієнт тисків, що виникає в тканинах, що знаходяться під дією ультразвуку, сприяє прискоренню процесу дифузії різних речовин в клітинну тканину. Як «різних речовин» зазвичай виступають антибіотики і антисептики.

Використання ультразвуку дозволяє спростити процес санації хірургічних розрізів за рахунок наступного ефекту. На кордоні розрізу клітинної тканини і рідини (води, фіз. розчину або розчину антибіотиків) під дію ультразвуку виникають інтенсивні потоки з великими градієнтами швидкостей. Ці потоки здійснюють змив відмерлих частинок тканин і мікроорганізмів. При цьому хвороботворні мікроорганізми і частки тканин руйнуються в кавітуючій рідині.

Останнім корисним ефектом, що виникає при використанні ультразвуку, є прискорення полімеризації біологічних клеїв. Біологічні клеї використовуються для склеювання різаних ран і зламаніх кісток. При цьому

лікарі стикаються з такою проблемою: між плівкою клею і тканиною починають розмножуватися хвороботворні мікроорганізми. Використання УЗ дозволяє здійснити стерилізацію з'єднання і прискорити процес засихання клею. Даний метод називається методом ультразвукового зварювання.

Виділимо тепер основні переваги використання УЗ в хірургічних інструментах. Першим перевагою можна назвати полегшене розсічення тканин.

При цьому підвищується точність наносяться розрізів, і, в той же час, відчувається опір тканини, тому хірург може уважно контролювати процес розтину. Завдяки останньому фактом, УЗ інструменти можуть конкурувати з існуючими лазерними інструментами.

Іншою перевагою використання таких інструментів є гемостатичний ефект. Ефект досягається завдяки локальному виділенню теплоти на кордоні тканини і ріжучої кромки інструменту, що знаходиться під дією акустичного впливу. При підвищенні температури відбувається термокоагуляція (згорання) крові.

Третім перевагою використання УЗ інструментів є аналгетичний ефект, який пов'язаний з наступним властивістю УЗ. При малих інтенсивностях УЗ відбувається пригнічення здатності до генерації потенціалів дії нервових клітин.

Це призводить до того, що інформація про больовому відчутті не передається по нервовій системі.

Експериментальне дослідження бактерицидних властивостей УЗ хірургічних інструментів показує, що число колоній бактерій виникають в місці контакту УЗ інструменту і тканини обернено пропорційно інтенсивності акустичного випромінювання, що подається на лезо інструменту. Більш того, для стерилізації таких інструментів достатньо помістити їх в розчин дезинфектора і включити їх.

Останнім перевагою можна назвати здатність до прискорення передачі лікарських засобів в тканину.

Завдяки даним властивостям застосування ультразвукових інструментів дозволяє істотно полегшити проведення операцій. Зараз ультразвукові інструменти знайшли своє застосування в стоматології та косметичній хірургії.

Використання фокусованого УЗ: методи фокусування

Другий напрямок застосування УЗ в хірургії пов'язане з використанням сфокусованого ультразвуку. На відміну від методів, представлених в попередньому розділі, цей підхід є якісно новим способом, застосовуваним для розсічення тканин. Ідея методу полягає в фокусуванні акустичних хвиль в фокальній області, всередині якої інтенсивність акустичного збурення буде максимальною. Привабливість цього методу полягає в тому, що він дозволяє отримати досить сильне руйнівний вплив в глибині тканини без нанесення шкоди верхнім верствам шкіри.

Найбільш простим способом отримання сфокусованого ультразвуку є використання збирають акустичних лінз.

Для цього найчастіше використовується керамічний випромінювач в формі фрагмента еліпсоїда обертання. Відповідно до теорії дифракції, фокальна область такої лінзи матиме форму еліпсоїда обертання. Але насправді, в залежності від властивостей опромінюваної матерії, форма буде досить сильно змінюватися. Більш того, здійснити точний розрахунок положення фокальної області теж нетривіально, оскільки акустичні властивості матерій, з яких складається людське тіло, досить сильно змінюються. З цієї причини, для здійснення точного впливу на якусь точку головного мозку, нерідко потрібно виробляти трепанацію черепа. Також слід зазначити, що теоретичний розрахунок показує, що в разі використання сферичного трансдьюсера в не поглинає середовищі, в фокальну область буде потрапляти лише 84% випромінювань енергії. Основною проблемою використання сферичного відбивача є те, що зміна фокусної відстані системи утруднено. Ця проблема вирішувана, якщо в якості фокусує системи використовувати решітку акустичних випромінювачів, фаза яких розраховується виходячи з бажаної

глибини ураження. Такі системи більш зручні і практичні для використання сфокусованого ультразвуку.

З точки зору таких систем, важливим є питання ефективності цих систем. Теоретична оцінка інтенсивності акустичного випромінювання в фокальній області показує, що інтенсивність в фокальній області може кілька сот разів перевершувати випромінюється інтенсивність. Виходячи з цього, можна вибрати таку початкову інтенсивність, щоб зовнішня матерія, через яку ультразвук поширюється до фокальній області, залишилася неушкодженою. Розділяють два способи впливу сфокусованого ультразвуку на тканину. Перший спосіб впливу - механічний. Використовується при короткому імпульсному впливі акустичними сигналами високої інтенсивності. При цьому під дією ультразвуку в міжклітинної рідини відбувається утворення і активізація газових бульбашок, які призводять до виникнення акустичних мікропотоків і високим зсувними напруженням. Під дією цих напруг бульбашки лопаються і утворюють великий тиск, що призводить до розриву тканини. При цьому клітина руйнується і зменшується в розмірах.

Інший спосіб впливу - термічний. Даний тип впливу використовується при тривалому опроміненні ультразвуком з відносно низькою інтенсивністю. При цьому акустична енергія поглинається великими молекулами, що надалі призводить ких нагрівання. Найбільш яскраво парниковий ефект проявляється в колагеновмістовних тканинах. Відомо, що інтенсивне термічний вплив призводить до руйнування клітин, на цьому принципі і засновано термічний метод руйнування тканин.

З точки зору клітини, можна виділити три градації впливу сфокусованого ультразвуку. При інтенсивності менше 300 Вт/см^2 , активізуються клітини, що володіють здатністю до генерації потенціалів дії (наприклад, нервові клітини) і починають їх (потенціали дії) генерувати. Великі інтенсивності будуть приводити до тимчасового пригнічення цієї здатності. Даний діапазон є дуже важливим для проведення експериментальних нейрофізіологічних досліджень.

Це властивість вирішує основну проблему вивчення мозку, яка полягає в тому, що вплив на внутрішні області без порушення структури органу в цілому неможливо при використанні класичного хірургічного підходу.

При великій інтенсивності стає можливим руйнування клітин завдяки термічному впливу на протязі певних проміжків часу.

Причому, слід зазначити, що більшість клітин злоякісних пухлин і хвороботворних організмів, більш чутливі до гіпотермії. Тому прогрів злоякісних утворень може призводити до виборчого знищення клітин.

Як говорилося раніше, при інтенсивності великих Потужність 2000 Вт/см² починається механічний вплив ультразвуку на клітини, в результаті якого відбувається їх руйнування. Використання фокусованого УЗ як інструмент, що руйнує живі клітини, є досить спірним, оскільки померлі клітини залишаються всередині організму, що може привести до токсикації під дією продуктів розкладання клітин. Набагато більш привабливо виглядає застосування фокусованого ультразвукового пучка для руйнування таких об'єктів як камені в нирках, псевдоартрити і т.д. При цьому захворювання лікується дійсно без оперативним способом, а залишки зруйнованого об'єкта не завдають організму особливої шкоди.

3.4. Лікування злоякісних пухлин

Сфокусований ультразвук також застосовується для знищення ракових пухлин. У поєднанні механічного та термічного впливу можна домогтися повного знищення злоякісної пухлини. Більш того, можливість точного позиціонування дозволяє запобігти можливій шкоді здоровим тканинам в процесі операції.

Але, на жаль, проблема видалення мертвих клітин з організму не вирішена остаточно і тому даний метод хірургічного впливу треба поєднувати з електрофорезом і іншими методами, спрямованими на запобігання отруєнню але, на жаль, проблема видалення мертвих клітин з організму не вирішена

остаточно и тому зараз метод хірургічного впливу треба поєднувати з електрофорезом та іншими методами, спрямованими на запобігання отруєнню.

3.5. Ліпосакція

І останнє, найбільш широко поширене напрямком застосування УЗ хірургічних інструментів - це ліпосакція, процедура, застосовувана в пластичній хірургії. Сенс процедури полягає у видаленні жирового шару з деяких частин тіла. Традиційно для видалення використовують систему з вакуумним відсмоктуванням, для використання якої потрібно прорізати широкі отвори в шкірному покриві.

Операція вимагає наркозу і подальшого проходження реабілітаційного періоду.

Якщо ж перед відкачуванням жирової маси зробити її опромінення інтенсивним ультразвуком, то мембрани жирових клітин зруйнуються, що призводить до зменшення розміру клітин в кілька разів. Після цього істотно спрощується процес відкачування жиру. Для знищення жирових відкладень використовуються як дезінтегратори (хвилеводи, що занурюються в жир через невеликі отвори), так і сфокусований ультразвук. Практика показує, що жирові відкладення можна і не відкачувати з під шкіри, оскільки вони встигають виводитися з організму природним шляхом досить швидко. Також перевага використання УЗ для цієї операції полягає в тому, що шкіра після контакту з ультразвуковим випромінюванням сама підтягується і набуває гнучкість і еластичність.

3.6. Літотрипсія

Літотрипсія - роздроблення каменів жовчного або сечового міхура за допомогою сфокусованого ультразвуку, що дозволяє проводити без оперативне лікування пацієнта.

В даний час активно розвивається напрямок, пов'язаний з використанням сфокусованого УЗ для знищення каменів в жовчному і сечовому міхурі. Більш того, зараз даний метод також активно застосовується для знищення інших небажаних жорстких утворень всередині людського організму, наприклад, для дезінтеграції солоних відкладень. Операція проводиться без оперативним шляхом, і не вимагає від пацієнта тривалого перебування в стаціонарі.

Представлений сучасний стаціонарний літотріптер фірми Шторц Медікал - модуль SLX-F2 з вбудованою рентгенівської системою.

При літотрипсії ударними хвилями на камінь передаються сили, що перевищують межі еластичності матеріалу каменю, що призводить до дроблення каменя на дрібні фрагменти у вигляді піщинок. Залежно від консистенції і типу каменю, який повинен бути роздроблений, можуть знадобитися значні сили для його гарантованої фрагментації. Екстракорпоральна літотрипсія, як правило, не має яких-небудь серйозних побічних ефектів, однак неможливо повністю уникнути навантаження на тканини в фокусної зоні. Щоб вплив на тканини в області фокусної зони було мінімальним, фокусна зона повинна бути по можливості обмежена самим каменем. Проте, енергія ударної хвилі в фокусі повинна залишатися досить високою для ефективного дроблення навіть твердих каменів. Маючи в наявності маленьку фокусну зону з вузькою областю тиску можна забезпечити вирішення цього завдання. З точки зору фізики для отримання маленького фокуса необхідна велика апаратура джерела ударних хвиль (діаметр 30 см).

Однак у медичній практиці найчастіше необхідно забезпечити позиціонування дробленого каменю точно в терапевтичному фокусі. На відміну від каменів у сечоводі, рух нирки, викликане процесом дихання, викликає періодичний догляд каменю з фокусною зоною. Відбиті конкременти, таким чином, можуть відокремитися від каменю і потрапити в ниркову миску або в

ниркові чашки, так що їх далі неможливо локалізувати разом з головним цільовим конкрементом за допомогою маленького фокуса. Крім того, ниркова паренхіма, яка неминуче розташовується шляху ударних хвиль, є набагато більш чутливою до ударних хвиль високої інтенсивності в порівнянні з мочетоводом, тому неминуче незначне пошкодження судин. Залежно від специфічних анатомічних особливостей пацієнта найкращим варіантом може бути використання великого фокуса з більш низькими тисками ударної хвилі відповідно.

При позиціонуванні нерухомих пацієнтів від лікарів і медичного персоналу потрібні підвищена обережність і увага. Також часто складно контролювати ситуацію, коли потрібно допомогти пацієнтам, які перебувають під впливом седативних препаратів, залазити або злизити зі столу, тому стіл для пацієнтів обладнаний нахилється механізмом з 30 кутом повороту, для того щоб допомагати пацієнтам сідати на столі або лягати горизонтально для лікування, таким чином, дозволяючи відчувати себе комфортніше і полегшити роботу медперсоналу. Терапевтичний джерело - це основний компонент будь-якого літотриптера. Він визначає не тільки ефективність дроблення, а й можливості інтеграції в літотріптер різних систем локалізації. Ударні хвилі - це дуже короткі імпульси тиску з піковими тисками приблизно від 10 до більш ніж 100 МПа. Це відповідає 100-1000 кратному атмосферному тиску (від 100 до більш ніж 1000 бар). Використовуються високоенергійні розряди у воді, які призводять до вибухоподібного випаровуванню води і таким чином генерують короткі інтенсивні сплески тиску в навколишньому водному середовищі (електрогідравлічний принцип).

Згенерована таким чином енергія фокусується, передається в тіло пацієнта і використовується для дроблення каменю.

Також локалізація каменю може бути виконана за допомогою ультразвуку щоразу, коли специфічні анатомічні особливості пацієнта дозволяють провести надійне візуальне розпізнавання каменю. Як правило, так буває в разі ниркових каменів. При використанні ультразвукових хвиль для

локалізації та контролю лікування можна безперервно спостерігати за положенням каменю без опромінення радіацією. Це може бути корисно при сильних дихальних рухах каменю або для неспокійних пацієнтів.

3.7. Прилади ультразвукової діагностики

Існує кілька видів ультразвукового дослідження, серед яких найбільш часто в урології використовується сканування (то, що традиційно прийнято називати УЗД), а також доплерографія.

До основних переваг УЗД відносять:

- універсальність, інформативність;
- мобільність, швидкість виконання;
- неінвазивний (нетравматичний) характер методу;
- відсутність променевого навантаження;
- відсутність спеціальної підготовки;
- низька ціна дослідження;
- можливість повторення поліпозиційне дослідження;
- можливість проведення мінімальноінвазивних діагностичних і лікувальних маніпуляцій під його контролем (пункційна тонкоголькова аспіраційна біопсія (ПТАБ), чреспеченочної втручання на органах черевної порожнини);

- УЗД здійснюється в режимі реального часу. Це дозволяє використовувати Багатоплощинний і многопроекційний дослідження, простежуючи, як змінюється зображення тієї чи іншої деталі в залежності від проекції, і швидко переходити від однієї зображуваної площини до іншої.

Обмеження УЗД:

- ослаблення УЗ-променя з наростаючою товщиною тканин;
- результати УЗД залежать від досвіду досліджує лікаря набагато більше, ніж при інших методах, і можуть значно відрізнятись в різних руках, залежність інформативності від класу апаратури, обмежене документування результатів;

Існує кілька режимів ультразвукового дослідження:

1. А-режим - режим роботи ультразвукового діагностичного приладу, при якому відображається А-луна-грама, тобто зміна амплітуд луна-сигналів в залежності від глибини.

2. По-режим - режим отримання акустичних зображень за допомогою двомірного сканування і відображення ехосигналів на екрані у вигляді відміток, яскравість яких пропорційна амплітуді ехосигналів. Основний режим, при якому на екрані відображається вибрана площину в реальному часі (зображення в площині променів).

Один з варіантів ехографічного зображення анатомії і топографії нормальної підшлункової залози (1-печінку, 2-головка, 3-тіло, 4-хвіст залози, 5-портальна вена, 6-селезінкова вена, 7-верхня брижова артерія, 8-нижня порожниста вена, 9-аорта).

3. М-режим - режим отримання акустичної картини, що відображає зміну просторового положення рухомих структур в часі. При ньому на екрані приладу відображається вибрана лінія, по якій проходить ультразвук, в розгортці по часу.

4. Multi-beam або мульти-промінь - технологія цифрового формування променя, при якому відбитий сигнал реєструється не одним, а кількома (сусідніми) прийомними елементами, результат при цьому усереднюється. За рахунок застосування технології мульти-промінь досягається більш висока точність - фільтруються складові, викликані багаторазовим відображенням, нелінійним ослабленням сигналу, неточністю тимчасових затримок.

5. Tissue Harmonic Imaging (ТНІ [™], тканинна або 2-я гармоніка) - технологія виділення гармонійної складової коливань внутрішніх органів, викликаних проходженням крізь тіло базового ультразвукового імпульсу. Корисним вважається сигнал, отриманий при відніманні базової складової з відбитого сигналу. Застосування 2-й гармоніки доцільно при ультразвуковому скануванні крізь тканини інтенсивно поглинають 1-ю (базову) гармоніку. Дана технологія передбачає використання широкосмугових датчиків і приймального

тракту підвищеної чутливості. Поліпшується якість зображення, лінійне і контрастне дозвіл у пацієнтів з підвищеною вагою.

6. Pulse Inversion Harmonic або тканинна інверсна гармоніка - технологія виділення гармонійної складової коливань внутрішніх органів, викликаних проходженням крізь тіло базового і інверсного ультразвукових імпульсів. Корисним вважається сигнал, отриманий в результаті складання базової та інверсної складових відбитого сигналу. Як правило, інверсна гармоніка (в порівнянні з прямою гармонікою) забезпечує кращу якість, тому що обидва сигнали (базовий і інверсний) проходять крізь тіло і при додаванні автоматично фільтруються шуми.

Найбільш доцільне застосування технології інверсної гармоніки при дослідженні рухомих тканин (судини, серце) і тканин, що важко візуалізуються (зі схожою акустичної щільністю), таких як пухлини.

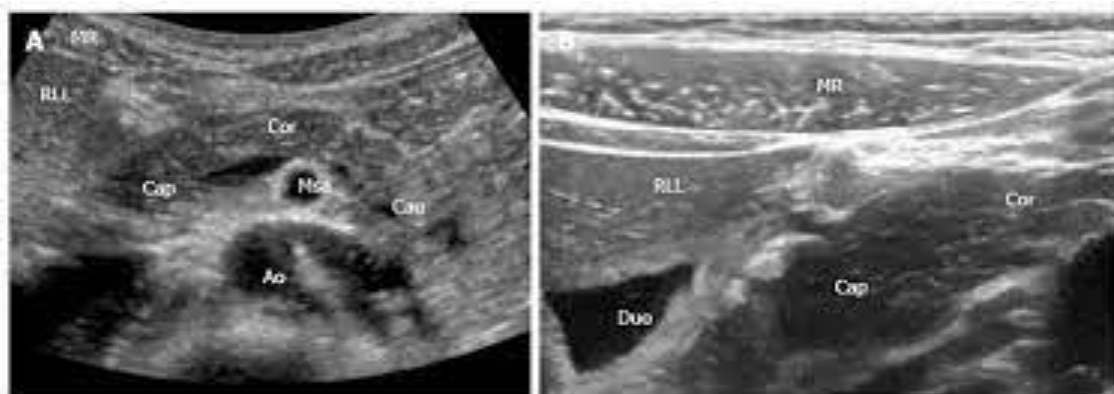


Рисунок 3.3. Зображення нормальної підшлункової залози в режимі тканинних гармонік

7. Імпульсний доплер (Pulsed Wave або PW) застосовується для кількісної оцінки кровотоку в судинах. Режим заснований на ефекті доплера, тобто зміні довжини хвилі при відбитті від рухомого об'єкту. Дозволяє оцінити швидкість і напрямок кровотоку в судинах і серце. На тимчасовій разверке по вертикалі відображається швидкість потоку в досліджуваній точці. Потоки, які рухаються до датчика відображаються вище базової лінії, зворотний кровотік

(від датчика) - нижче. Максимальна швидкість потоку залежить від глибини сканування, частоти імпульсів і має обмеження (близько 2,5 м/с при діагностиці серця). Високочастотний імпульсний доплер (HFPW - high frequency pulsed wave) дозволяє реєструвати швидкості потоку більшої швидкості, проте теж має обмеження, пов'язане з спотворенням доплерівського спектра.

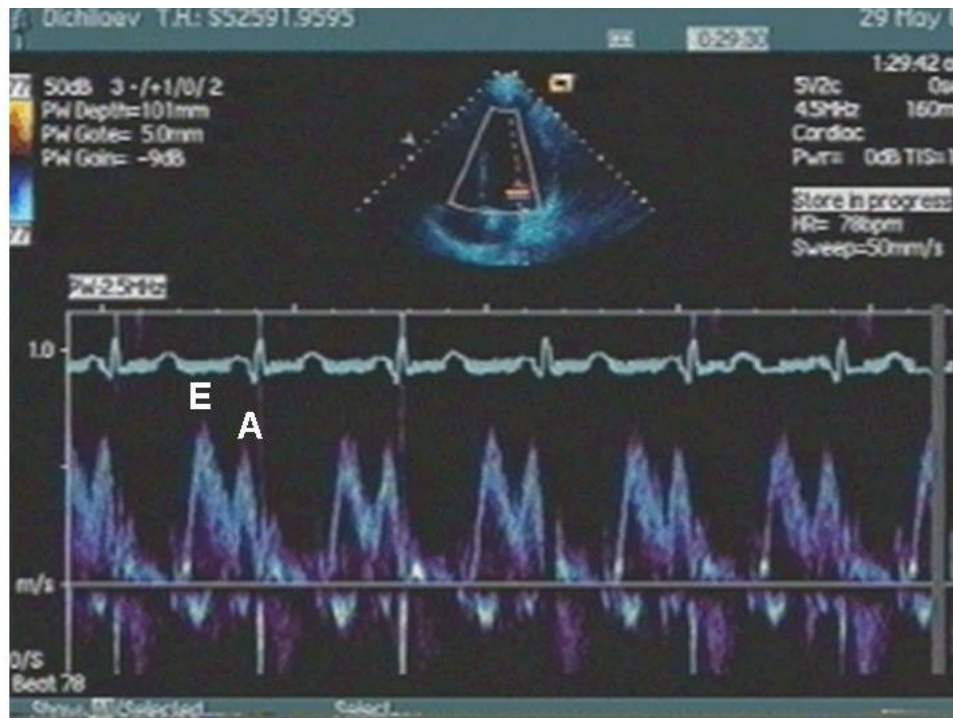


Рисунок 3.4. Імпульсний доплер трансмiтального потоку крові

8. Колірної доплер (Color Doppler) - виділення на ехограмі кольором (кольорове картування) характеру кровотоку в області інтересу. Кровотік до датчика прийнято картувати червоним кольором, від датчика - синім кольором. Турбулентний кровотік Картира синьо-зелено-жовтим кольором. Колірної доплер застосовується для дослідження кровотоку в судинах, в ехокардіографії.

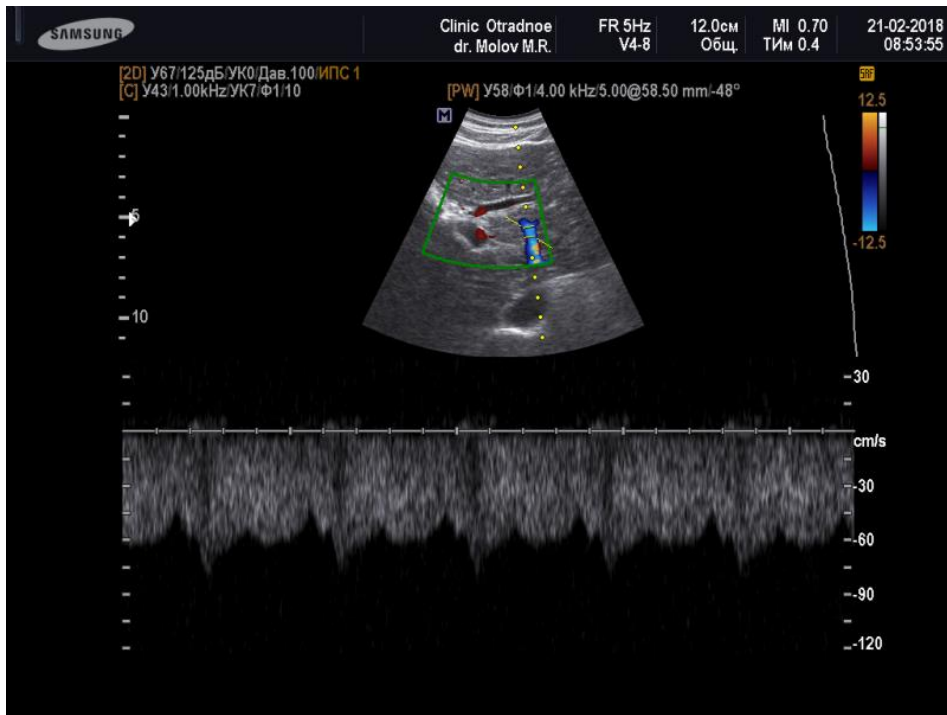


Рисунок 3.5. Кольорове доплерівське картування печінкової вени.

9. Енергетичний доплер (power doppler) - якісна оцінка низької кровотоку, застосовується при дослідженні мережі дрібних судин (щитовидна залоза, нирки, яєчник), вен (печінка, яєчка) і ін. Більш чутливий до наявності кровотоку, ніж колірної доплер. На ехограмі зазвичай відображається в помаранчевій палітрі, більш яскраві відтінки свідчать про більшу швидкість кровотоку. Головний недолік - отсутствие інформації про направлення кровотоку. Використання енергетичного доплера в тривимірному режимі дозволяє судити про просторову структуру кровотоку в області сканування.

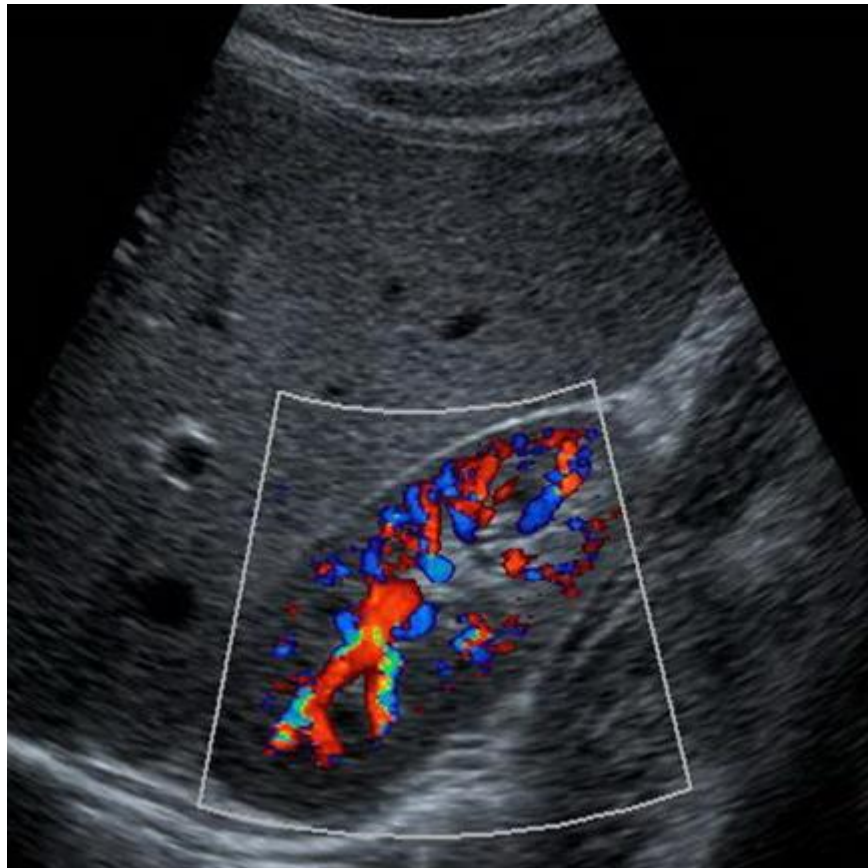


Рисунок 3.6. Тривимірна реконструкція судинного русла нирки

10. Live 3D - апаратно-програмний комплекс, що дозволяє проводити тривимірне УЗД в режимі реального часу (4D УЗД). Нові функціональні можливості:

- використання об'ємних (3D) датчиків;
- отримання будь-якого зрізу в кожній з 3-х проекцій;
- отримання тривимірних зображень в режимі сірої шкали, кольорового і енергетичного доплера;
- кінопетля в 3D-режимі;
- фото-режим;
- вимірювання в об'ємному режимі;
- автоматичне обчислення об'єму структур складної форми.

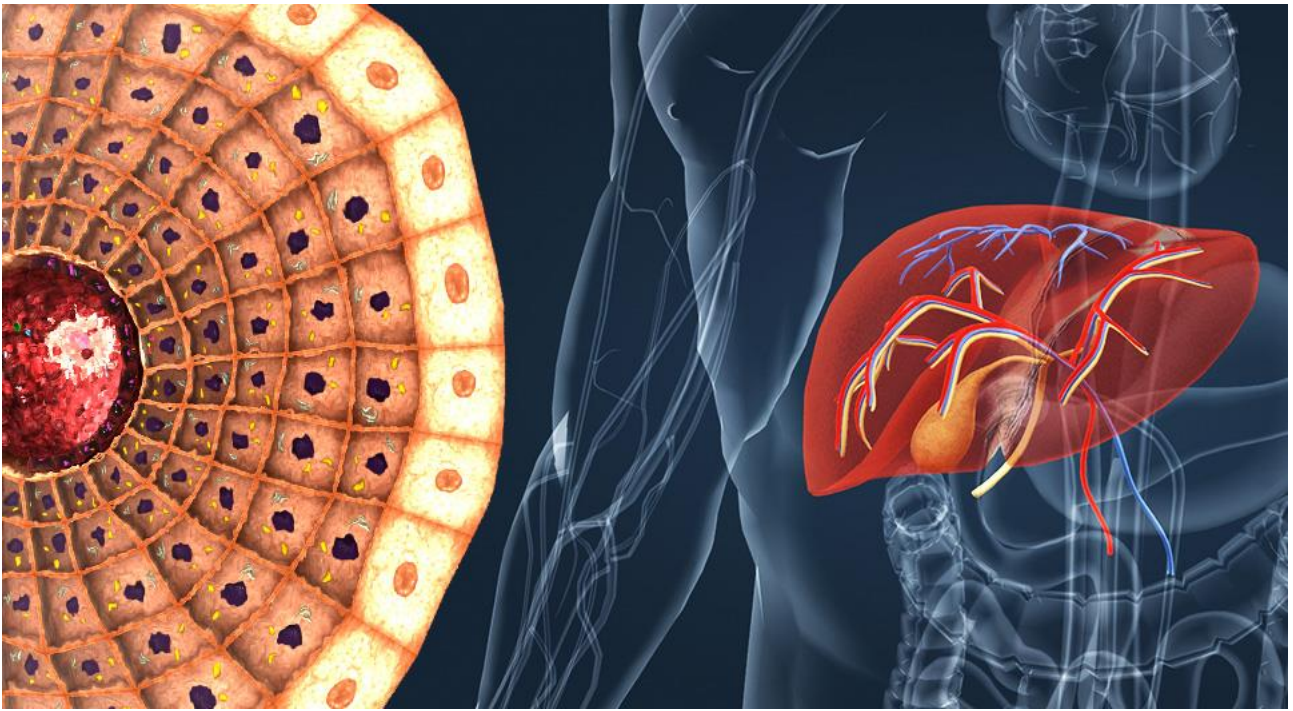


Рисунок 3.7. Тривимірна реконструкція печінки

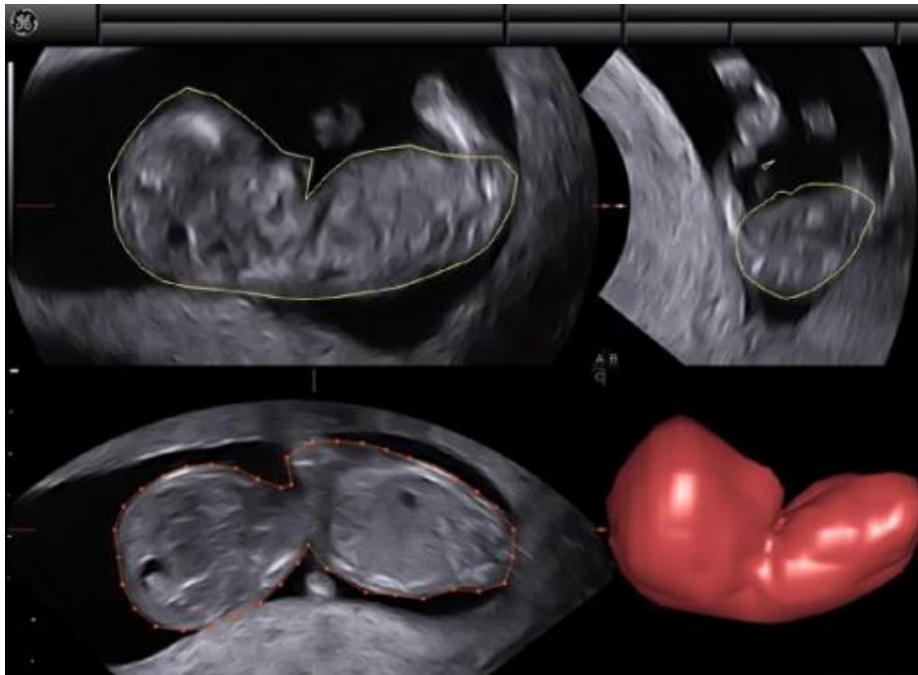


Рисунок 3.8. Тривимірна реконструкція плода в матці

11. MSV™ (Multi-Slice View™ або мультіслайсінг) - технологія, що дозволяє переглядати одночасно кілька двомірних зрізів, отриманих при

тривимірному скануванні (аналог технологій КТ, МРТ). Деякі фахівці давно називають ехографію ультразвукової томографії. Тепер УЗД із застосуванням технології MSV™ більш точно відповідає назві - ультразвукова томографія. Принцип цієї технології заснований на зборі об'ємної інформації отриманої при тривимірному УЗД і подальшого розкладання її на зрізи із заданим кроком у трьох взаємних площинах (аксіальна, сагітальна і коронарна проєкції). Програмне забезпечення здійснює постобработку (фільтри автоматичного контрастування, гамма- корекції зображення, посилення чіткості, поліпшення контурності, видалення артефактів, інверсії і ін.) І являє зображення в градаціях сірого школи з якістю, порівнянною з МРТ. Головна відмінність MSV™ від КТ - відсутність рентгенівських променів, які є протипоказанням при обстеженні вагітних і дітей.

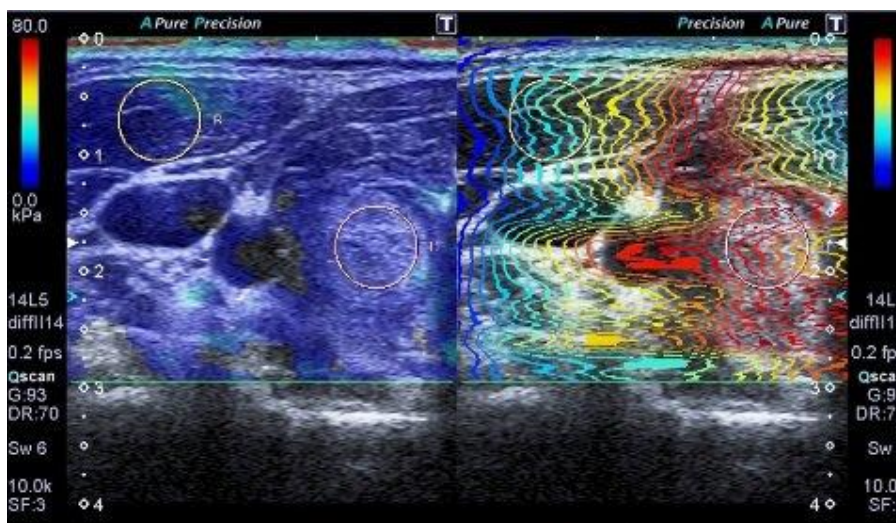


Рисунок 3.9. Пошарове зображення печінки

12. ElastoScan™ (еластографія) - технологія поліпшення візуалізації неоднорідностей м'яких тканин по їх зсувними пружним характеристикам. В процесі еластографії на досліджувану тканину накладають додатковий вплив - тиск. В наслідок неоднаковою еластичності, неоднорідні елементи тканини скорочуються по різному. Це дозволяє точніше визначити форму злоякісної

пухлини, "маскується" під здорову тканину, діагностувати рак на ранніх стадіях розвитку.

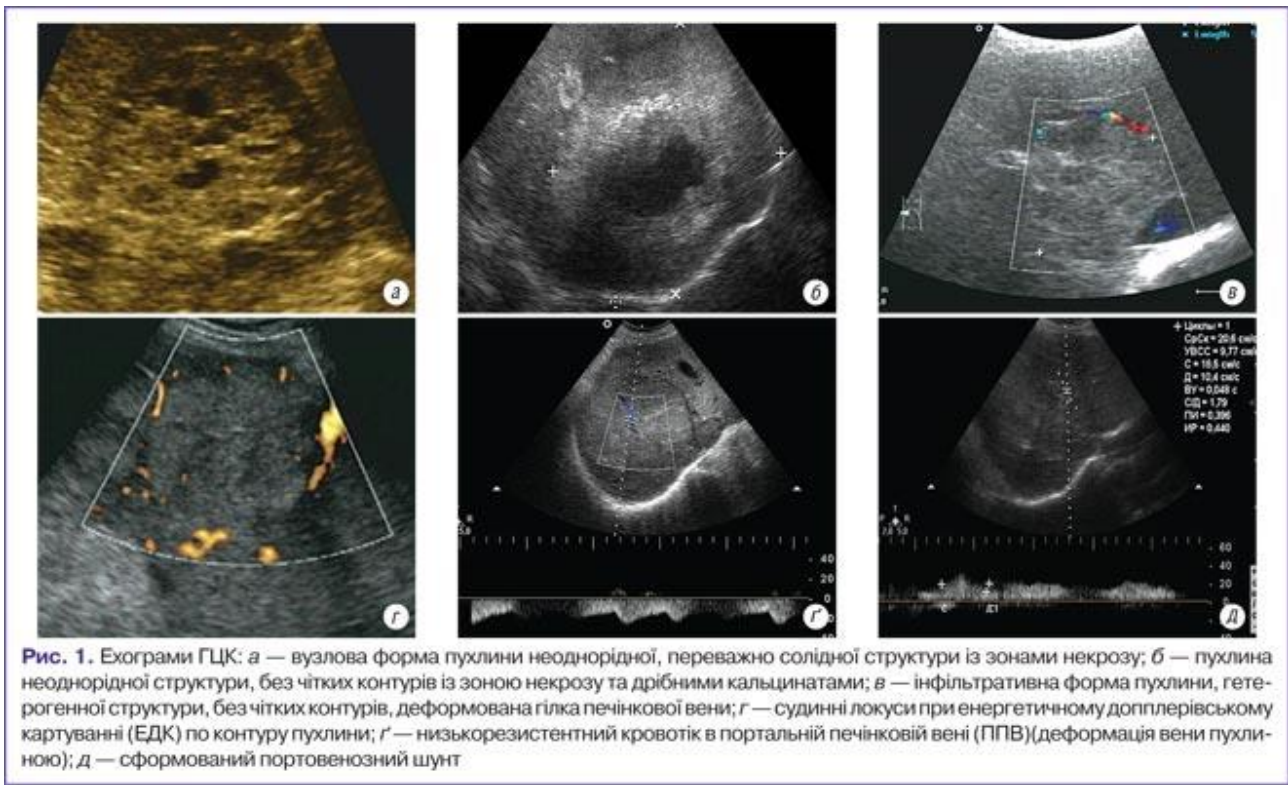


Рисунок 3.10. По-режим і еластограма метастазів в печінку

3.8. Діагностика різних захворювань

Захворювання нирок. За допомогою УЗД може бути виявлена кіста нирки, яка визначається як рідинне утворення. Пухлини нирок, також представляють об'ємні утворення, однак, не заповнені рідиною. Допомагає УЗД виявити гідронефроз.

Візуалізуються при ультразвуковому дослідженні камені, що виникають при сечокам'яній хворобі. Конкременти можуть визначатися як в просвіті чашечно- мискової системи, так і в сечоводах. За допомогою доплерографії можна досліджувати стан ниркових судин.

Захворювання сечових шляхів. При УЗД можна виявити камені в просвіті сечоводів, в сечовому міхурі. Визначаються також і такі стани як уретероцеле (опущення сечоводу в сечовий міхур), а також пухлини сечового міхура.

Захворювання жовчного міхура: Ехографія надає значну допомогу в діагностиці захворювань жовчного міхура і дозволяє виявити: гострий і хронічний холецистит (визначення функціонального стану міхура, соотояння стінок, розміру, форми, наявності аномалій); підозра на жовчнокам'яну хворобу (виявлення каменів в жовчному міхурі); жовтяниця різного походження (для з'ясування генезу жовтяниці, диференціації механічної жовтяниці від паренхіматозної); панкреатит різного походження (для виявлення супутнього захворювання, а при реактивному панкреатиті - основного). Застосування ехографії дозволяє в найкоротші терміни поставити правильний діагноз, визначити подальшу лікувальну тактику, почати своєчасне консервативне або хірургічне лікування.

Захворювання яєчок і мошонки. Доплерографія при варикоцеле дозволяє судити про кровотоці, що в свою чергу може допомагати в діагностиці розширення вен сім'яного канатика. Те ж саме дослідження може допомагати при перекрутці яєчка, коли потрібно встановити ступінь кровообігу. За допомогою УЗД можна виявити пухлини яєчка, при цьому виявлятися можуть пухлини навіть невеликих розмірів. Допомагає дослідження і при травмах мошонки, коли нерідко потрібно встановити факт наявності кровообігу.

Захворювання передміхурової залози. Для діагностики хвороб передміхурової залози використовується трансректальне ультразвукове дослідження. Найважливішим цей метод є в діагностиці раку передміхурової залози. За допомогою УЗД можна виявити вогнище ураження. Вимірювання розміру простати і співвіднесення його з рівнем PSA (простатспецифического антигену) дає найважливіші відомості для раннього виявлення раку.

Дозволяє УЗД виявляти і доброякісну гіперплазію передміхурової залози (аденому).

Імпотенція. Причин еректильної дисфункції багато. Є серед них і такі як порушення кровопостачання пеніса. При такому вигляді відбувається закупорка, звуження атеросклеротичної бляшкою артерії, які живлять статевий член. Доплерографія дозволяє судити про ступінь кровотоку і виявляти його порушення, що часто необхідно в комплексному обстеженні хворого.

Доплеровская ультраехографія дозволяє вимірювати кровотік в посудині або камерах серця, розділяючи його за швидкістю, що дає можливість визначити тип потоку (струменевий або вихровий) і оцінити його швидкість. Таким чином, доплеровское дослідження допомагає виявити порушення кровообігу в органах черевної порожнини, порушення кровотоку в магістральних судинах і серці.

Ультразвукове дослідження органів малого таза у жінок. УЗД здатне виконати безліч діагностичних завдань: від виявлення доброякісних і злоякісних утворень матки і яєчників, запальних процесів до моніторингу фолікулярного апарату яєчників при лікуванні безпліддя. УЗД при вагітності УЗД в акушерстві виявилось найбільш достовірною та інформативною методикою серед інших клінічних методів в оцінці деяких аспектів перебігу нормальної вагітності і особливо при її патології.

Ультразвукове дослідження вагітних проводиться за суворими клінічними показаннями. При УЗД вагітних необхідно оцінити:

- наявність в матці або поза нею плодового яйця;
- визначити їх розміри і кількість;
- термін вагітності;
- наявність ознак загрозового викидня (його стадія);
- наявність вагітності;
- міхура занесення;
- становище, вид і передлежання плоду;
- стан пуповини;
- наявність ознак внутрішньоутробної смерті плода;
- каліцтва (аномалії) плода;

- стан плаценти (нормальна, передлежання, відшарування);
- стать плоду;
- поєднання вагітності з пухлинами матки.

При вагітності шляхом повторних УЗД в різні терміни можна простежити фізіологічний розвиток плоду. При ехографії можна висловитися про наявність вагітності, починаючи з 2,5 - 3 тижнів.

У ранні терміни вагітності на ехограма чітко відображається матка, яка містить овальної форми плодове яйце з досить потовщеною стінкою, внутрішній діаметр якого 0,5 см, а зовнішній до 1,5 - 1,6 см (3-4 тижні), включаючи яскраву смугу ворсинчатого хоріона. До 6 тижнів плодове яйце займає $\frac{1}{2}$ площині матки, в ньому видно контури анатомічних структур плода. Серцева діяльність плода, критерій правильного розвитку вагітності, виявляється з 5 -6 тижні, а рухова активність з 6 -7 тижні. За допомогою УЗД діагностуються ранні терміни вагітності, причини дизуричних розладів, нетримання сечі, патології уретри.

Ультразвукове дослідження органів малого таза у чоловіків. УЗД включає огляд сечового міхура, простати, сім'яних пухирців, навколишніх тканин та регіонарних лімфатичних вузлів. По завершенні дослідження сечовий міхур спорожняється і визначається важливий показник - обсяг залишкової сечі.

Ультразвукове дослідження органів мошонки проводиться високочастотним датчиком з метою виявлення патології яєчок, їх придатків, сім'явиносних проток, навколишніх тканин та регіонарних лімфовузлів.

Ультразвукове дослідження слинних залоз проводиться високочастотним датчиком з метою виявлення різної патології - запалення слинних залоз, новоутворень різного характеру, каменів проток слинних залоз і т.д. Обстежуються всі групи слинних залоз, навколишні тканини, регіонарні лімфатичні вузли.

Ультразвукове дослідження щитовидної залози. Рекомендується при зовнішньому виявленні будь-яких утворень на передній поверхні шиї, при болю

і почутті дискомфорту, а також при появі ознак дисфункції щитовидної залози. В обов'язковому порядку в проведенні такого дослідження потребують ті, у кого раніше було виявлено захворювання щитовидної залози, і здорові люди - жителі екологічно несприятливих регіонів і промислових центрів. Також УЗД щитовидної залози рекомендується жінкам з патологією молочних залоз і гінекологічними проблемами. При наявності показань проводиться біопсія пункції патологічних утворень щитовидної залози з наступним гістологічним дослідженням.

Ультразвукове дослідження очного яблука дозволяє виявляти відшарування сітківки, чужорідні тіла склоподібного тіла, діагностувати патологію параорбітальних тканин. Це дослідження є вкрай необхідним для дітей з міопією і астигматизмом, тому що дозволяє оцінити розмір очного яблука.

Ультразвукове дослідження серця (ЕХО-КГ) дозволяє оцінює стан таких важливих структур серця як, клапанний апарат, міокард, перикард, великі судини серця, а також виявити і оцінити гемодинамічні зрушення. За допомогою цього методу здійснюється діагностика таких патологічних станів, як придбані і вроджені пороки серця, запальні ураження (ендокардит, міокардит, перикардит), дилатаційних і гіпертрофічні кардіоміопатії, діагностика кінетичної дисфункції міокарда, наявність порожнинних і навколосерцевої утворень (доброякісні та злоякісні пухлини серця, освіти середостіння).

Ультразвукове дослідження суглобів проводиться попарно для плечових, колінних, тазостегнових, гомілковостопних суглобів. Іноді є більш інформативним, ніж рентгенівське дослідження. Показаннями для УЗД є артрити, деформуючий артроз, розриви зв'язок, менісків, сухожиль, крововиливи в суглоби, больовий синдром, а так само остеохондропатии у дітей (хвороба Пертеса, Кеніга, Осгуд-Шлаттера).

Ультразвукове дослідження судин дозволяє проводити оцінку магістральних і периферичних судин, їх анатомічного і функціонального стану.

Методом дуплексного сканування з режимом кольорового доплерівського картування досліджуються артерії і вени рук і ніг, судини черевної порожнини, ший і головного мозку.

Показання для УЗД судин: атеросклероз, гіпертонічна хвороба, цукровий діабет, варикозна хвороба, тромбофлебіт і ін., А також підозра на ураження артерій нижніх кінцівок, що виявляється болем, стомлюваністю, дискомфортом, які завжди з'являються при ходьбі на певну відстань і проходять відразу після припинення ходьби.

Лекція 4. Медичні прилади для функціональної діагностики

Швидка і точна діагностика є актуальною необхідністю сучасної медицини і економічною категорією, тому що застосування високоефективних методів неінвазивної діагностики, в тому числі і на догоспітальному періоді, дозволяє скоротити перебування пацієнта на лікарняному ліжку, раніше повернути його до активного трудового життя.

Функціональна діагностика (ФД) - це розділ діагностики, заснований на використанні інструментальних і лабораторних методів дослідження хворих для об'єктивної оцінки функціонального стану різних систем, органів і тканин організму в спокої і при навантаженнях, а також для спостереження за динамікою функціональних змін, що відбуваються під впливом лікування.

В даний час це найбільш велика група приладів і апаратів, за допомогою яких здійснюється сприйняття інформації (виявлення, вимірювання, реєстрація, запам'ятовування) і обробка біоелектричних, біомагнітних, теплових, оптичних, тактильних, ілюмінесцентних, біохімічних, радіаційних сигналів.

Класифікація методів ФД в залежності від області дослідження представлена на рис. 4.1.



Рисунок 4.1. Класифікація методів ФД в залежності від області дослідження

Методи та прилади для діагностичних досліджень функцій серцево-судинної системи:

1) Електрокардіографія - це метод реєстрації електричної активності міокарда, що розповсюджується в серцевому м'язі протягом серцевого циклу. Графічне зображення електричної активності міокарда називається електрокардіограмою (ЕКГ). По ній визначається частота і ритмічність серцевої діяльності. Можлива діагностика аритмій, стенокардії, ішемічної хвороби серця, інфаркту міокарда та інших захворювань серцево-судинної системи.

2) Для отримання ЕКГ застосовують електрокардіографи. За кількістю відведень від електродів, накладених на зап'ястя рук, ліву ногу і груди, вони поділяються на одно-, двох-, трьох-, чотирьох- і шестиканального. Багатоканальні прилади швидше здійснюють реєстрацію біопотенціалів серця, так як одночасно відбувається запис декількох відведень.

Електрокардіографи випускаються портативні і стаціонарні.

Залежно від виду пише елементу і роду носія інформації розрізняють електрокардіографи: пір'яні (із записом чорнилом на діаграмній або теплочутливі папері) і струменеві (із записом на звичайній або фотопапері).

В даний час випускаються спеціалізовані ЕКГ - комплекси для отримання традиційних і довготривалих (24 год) кардіограм, в тому числі з автоматичною обробкою і видачею синдромальних висновків.

1) Модифікацією електрокардіографії є векторкардіографія як метод реєстрації електричної активності серця, зокрема, величини і напрямку електричного поля серця протягом серцевого циклу. У клініці метод застосовується для виявлення вогнищевих уражень міокарда, гіпертрофії шлуночків серця, особливо на ранніх стадіях.

Отримання векторкардіограмм здійснюється за допомогою повік-торелектрокардіографів і векторелектрокардіоскопів.

2) Фонокардіографія - це метод реєстрації звуків (тони, шуми), що виникають в результаті діяльності серця. Застосовується для визначення порушень роботи серця, в тому числі вад клапанів. Фонокардіограмми отримують із застосуванням приладів фонокардіографію.

3) Тонотрія - метод вимірювання і реєстрації артеріального тиску (АТ). Вимірювання артеріального тиску здійснюється за допомогою приладів - сфігмоманометрів (СМ) або тонометрів.

За ступенем автоматизації їх умовно поділяють на чотири групи:

1) неавтоматизовані СМ, які в свою чергу діляться на мембранні і ртутні. Складаються з манжети, ручного нагнітача повітря в манжету, манометра, стетоскопа;

2) автоматизовані пральні машини із ручним або автоматичним нагнітачем. Складаються з наступних основних вузлів: манжети, перетворювача тиск-сигнал, ручного або автоматичного нагнітача, клапана швидкої або повільної декомпенсації, індикатора. Деякі прилади мають вбудовані друкувальні пристрої (дисплей).

В даний час широкого поширення набувають цифрові вимірювачі артеріального тиску та частоти серцевих скорочень, що дозволяють швидко і достовірно виміряти систолічний та діастолічний тиск. Вони засновані на вимірюванні АТ осцилометричним методом за допомогою датчика, вбудованого в манжету і розміщується на плечі. Результати процедури вимірювання автоматично відображаються на дисплеї. Випускаються тонометри електронні, з манжетою на передпліччя і зап'ястя, з штучним інтелектом і пам'яттю, у формі годинника, з можливістю роботи від мережі 220 В.

Наприклад, компанія Аїд (Японія) випускає тонометри для вимірювання артеріального тиску і пульсу. Тонometr UA-767 - цифровий автоматичний вимірювач артеріального тиску та пульсу; діапазон 20-280 мм рт. ст. ; 40-200 уд. / Хв - пульс;

3) автоматичні СМ на відміну від автоматизованих мають автоматичну манжету. Як правило, прилади такого класу встановлюються на вулиці, в установах;

4) монітори дозволяють автоматично проводити періодичні вимірювання артеріального тиску з заданим інтервалом часу, встановлювати індивідуальні аварійні кордону. Вони оснащені запам'ятовуючим пристроєм, що дає можливість накопичувати і зберігати протягом 24 год всі необхідні для подальшої обробки результати вимірювань.

В останні роки моніторного спостереження за станом організму як в стані спокою, так і при різних тестових або лікувальних впливах визнається ефективним методом діагностики. Випускаються процесорні багатоканальні монітори, одночасно реєструють різні комбінації і спільно обробляють сигнали про стан і функціях різних органів і систем людини. Наприклад, одночасний запис і обробка електро- і магнітоенцефалограмми і ін.

Методи та прилади для діагностичних досліджень функцій кровообігу

Реографія - це метод дослідження кровонаповнення органів і тканин або окремих ділянок тіла на основі реєстрації змін їх електричного опору. Метод

використовується для діагностики різного роду органічних і функціональних судинних змін як в артеріальному, так і в венозній руслах, для вивчення особливостей колатерального кровообігу.

У клінічній практиці використовуються різновиди реографії, наприклад: реографія головного мозку (реоенцефалографія), реографія легенів (реопульмонографію), реографія серця (реокардіографія), реографія печінки (реогепатографія), реографія очей (реофтальмографія), реографія нижніх і верхніх кінцівок (реовазографія).

Реографи по числу каналів діляться на одноканальні і багатоканальні. Залежно від кількості використовуваних в кожному каналі електродів випускають двохелектродні і чотириелектродні реографи.

Методи та прилади для діагностичних досліджень нервової і м'язової системи

1. Енцефалографія - метод електрофізіологічного об'єктивного дослідження функціонального стану головного мозку, заснований на графічній реєстрації його біопотенціалів. Реєстрована крива коливань біопотенціалів мозку називається електроенцефалограмою. Застосовується для встановлення локалізації патологічного вогнища в головному мозку, диференціального діагнозу захворювань центральної нервової системи (ЦНС), вивчення механізму епілепсії і виявлення її на ранніх стадіях.

Для отримання потрібної інформації про діяльність головного мозку застосовуються прилади: електроенцефалографи (8-, 16-, 32-канальні); аналізатори біопотенціалів; електроенцефалоскопи.

В останні роки значно зросла необхідність контролю психічного здоров'я людини, що обумовлено істотним зростанням інтелектуальних і психоемоційних навантажень, зростанням темпу життя, достатком стресових ситуацій у виробничій та соціальній сфері. З цією метою застосовуються різні психофізіологічні методи дослідження функцій ЦНС людини: сприйняття, уваги, пам'яті, мислення, психомоторики.

Психологічні інструментальні прилади застосовуються не тільки в медицині, але і при професійному відборі, в педагогіці, дитячої психоневрології, в побуті в профілактичних і гігієнічних цілях.

У перспективі очікується створення багатопараметричного і багатофункціонального моніторингу (включаючи профілактику, діагностику, терапію, реабілітацію) психоневрологічних порушень.

В даний час розробляються методики і створюється апаратура для вивчення біомагнетизма мозкових структур і серцево-судинної системи, нейромагнетизма і магнітного впливу (слабких полів) на функції мозку. Магнітоенцефалограмми дозволяють отримувати важливу інформацію для вивчення вищої нервової діяльності.

2. Електроміографія - це метод вимірювання функціонального стану скелетних м'язів, заснований на реєстрації виникають в них електричних потенціалів. За допомогою приладу - електроміографа вивчаються рефлекторні реакції рухових систем організму, периферичного нейромоторного апарату, а також проводиться функціональна діагностика периферичних нервів і м'язів.

4.3. Методи та прилади для діагностичних досліджень зовнішнього дихання:

1. Спірографія - це метод визначення об'ємної швидкості споживання кисню і параметрів зовнішнього дихання (частота, хвилинний обсяг вентиляції і ін.).

2. Пульмонографія - акустичний метод локального дослідження легенів, що полягає в реєстрації зміни амплітуди коливань різних ділянок легкого в процесі дихання.

Прилади для ФД легких поділяють на три групи, в тому числі:

1) для інтегрального дослідження легких: метатест, бронхомета-тест, барометатест, спірограф, оксіспірограф, пневмотахометр;

2) для газоаналитических досліджень - газоаналізатори (призначені для визначення кисню і вуглекислого газу у вдихуваному і видихуваному повітрі);

3) для локальних досліджень: фонопульмограф, фоно-пульмоскоп.

В даний час для аналізу форсованого видиху застосовуються прилади - комп'ютерні аналізатори з пробами бронхопро-вокаторов і бронхолитиков, що здійснюється з використанням відповідного програмного забезпечення і дозаторів. Вони дозволяють оцінити бронхіальну прохідність, вплив на неї різних факторів, в т.ч. алергенів і лікарських препаратів.

Поступово впроваджуються в медичну практику прилади для оцінки комплексного опору дихання методом форсованих осциляцій, що дозволяють отримати об'єктивні дані про реактивну компоненті опору дихання.

Відзначається тенденція зростання виробництва приладів, що дозволяють оцінити якість життя. Це системи для оцінки максимальної швидкості споживання кисню і анаеробного порога при фізичному навантаженні. Вони застосовуються в різних центрах здоров'я.

Лекція 5. Система отримання медико-біологічної інформації

Будь-яке медико-біологічне дослідження пов'язане з отриманням і реєстрацією відповідної інформації. Незважаючи на різноманітність пристроїв і методів, що вживаються для цієї мети, можна вказати їх загальні схеми і принципи дії.

1. Структурна схема знімання, передачі і реєстрації медико-біологічної інформації

Для того щоб отримати і зафіксувати інформацію про стан і параметри медико-біологічної системи, необхідно мати цілу сукупність пристроїв.

Первинний елемент цієї сукупності - чутливий елемент засобу вимірювань, званий *пристроєм знімання*, - неодмінно контактує або взаємодіє з самою системою, інші елементи знаходяться зазвичай відокремлено від медико-біологічної системи, в деяких випадках частини вимірювальної системи можуть бути навіть віднесені на значні відстані від об'єкта вимірювань.

Структурна схема вимірювального ланцюга зображена на рис. 1.1. Ця схема є загальною і відображає різноманітні реальні системи, що застосовуються в медицині для діагностики та дослідження. У пристроях медичної електроніки чутливий елемент або прямо видає електричний сигнал, або змінює такий сигнал під впливом біологічної системи. Таким чином, пристрій знімання перетворює інформацію медико-біологічного і фізіологічного змісту в сигнал електронного пристрою. У медичній електроніці використовуються два види пристроїв знімання: електроди і датчики.

Завершальним елементом вимірювального ланцюга є засіб вимірювань, що відображає або реєструє інформацію про біологічній системі в формі, доступній для безпосереднього сприйняття спостерігачем.

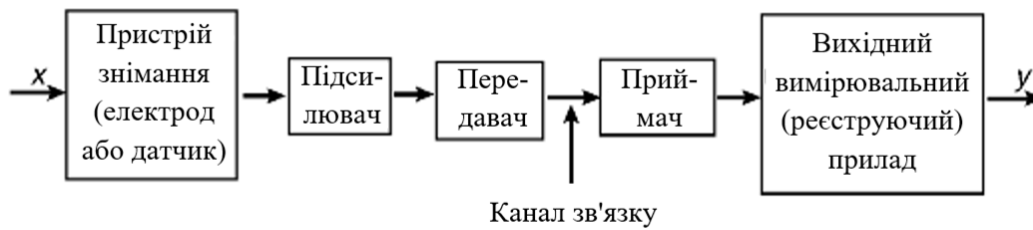


Рисунок 5.1. Структурна схема знімання, передачі і реєстрації медико-біологічного інформації

У багатьох випадках між пристроєм знімання і засобом вимірювань є елементи, які посилюють початковий сигнал (див. гл. 2) і передають його на відстань.

У структурній схемі X означає певний вимірюваний параметр біологічної системи, наприклад тиск крові. Буквою Y позначена вихідна величина, наприклад сила струму (мА) на вимірювальному приладі або зсув пищика (мм) на папері реєструючого приладу. Для обчислення повинна бути відома залежність $Y = f(X)$.

2. Електроди для знімання біоелектричними сигнала

Електроди - це провідники спеціальної форми, що з'єднують вимірювальний ланцюг з біологічною системою.

При діагностиці електроди використовуються не тільки для знімання електричного сигналу, але і для підведення зовнішнього електромагнітного впливу, наприклад в реографії. У медицині електроди використовуються також для надання електромагнітного впливу з метою лікування і при електростимуляції.

До електродів пред'являються певні вимоги: вони повинні швидко фіксуватися і зніматися, мати високу стабільність електричних параметрів, бути міцними, не створювати перешкод, не дратувати біологічну тканину і т.п.

Важлива фізична проблема, що відноситься до електродів для знімання біоелектричного сигналу, полягає в мінімізації втрат корисної інформації, особливо на перехідному опорі електрод-шкіра. Еквівалентна електрична схема

контур, що включає в себе біологічну систему і електроди, зображена на рис. 1.2 ϵ_6 - е.р.с. джерела біопотенціалів; r - опір внутрішніх тканин біологічної системи; R - опір шкіри і електродів, що контактують з нею; K_{ex} - вхідний опір підсилювача біопотенціалів).

Для зменшення перехідного опору електрод-шкіра намагаються збільшити провідність середовища між електродом і шкірою, використовують марлеві серветки, змочені фізіологічним розчином, або електропровідні пасти. Можна зменшити цей опір, збільшивши площу контакту електрод-шкіра, тобто збільшивши розмір електрода, але при цьому електрод буде захоплювати кілька екіпотенційних поверхонь (див., наприклад, рис. 1.15) і справжня картина електричного поля буде спотворена.

За призначенням електроди для знімання біоелектричного сигналу поділяють на такі групи:

- 1) для короткочасного застосування в кабінетах функціональної діагностики, наприклад для разового зняття електрокардіограми;
 - 2) для тривалого використання, наприклад при постійному спостереженні за важкохворими в умовах палат інтенсивної терапії;
 - 3) для використання на рухомих обстежуваних, наприклад в спортивній або космічній медицині;
 - 4) для екстреного застосування, наприклад в умовах швидкої допомоги.
- Ясно, що у всіх випадках проявиться своя специфіка застосування електродів: фізіологічний розчин може висохнути і опір зміниться, якщо спостереження біоелектричних сигналів тривалий, при несвідомому стані пацієнта надійніше використовувати голчасті електроди і т.п.

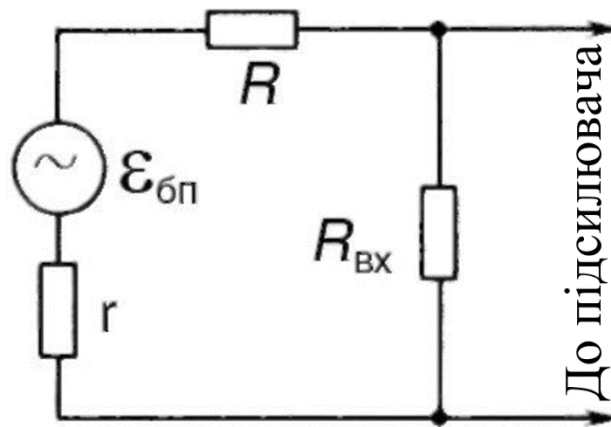


Рисунок 5.2. Схема роботи електрода

При користуванні електродами в електрофізіологічних дослідженнях виникають дві специфічні проблеми. Одна з них - виникнення гальванічної е.р.с. при контакті електродів з біологічною тканиною. Інша - електролітична поляризація електродів, що проявляється у виділенні на електродах продуктів реакцій при проходженні струму. В результаті виникає зустрічна по відношенню до основної е.р.с.

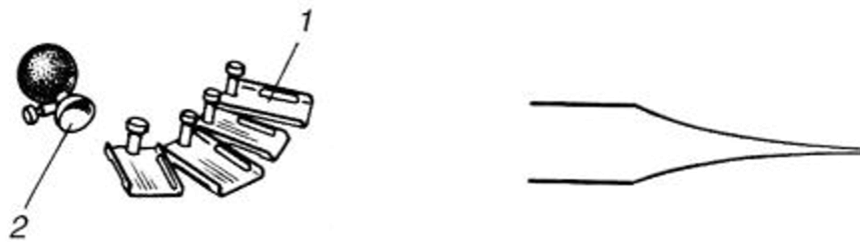


Рисунок 5.3. Приклади електродів

В обох випадках виникають е.р.с. спотворюють знімається електродами корисний біоелектричний сигнал. Існують способи, що дозволяють знизити або усунути подібні впливу, проте ці прийоми відносяться до електрохімії і в цьому курсі не розглядаються.

На закінчення розглянемо пристрій деяких електродів.

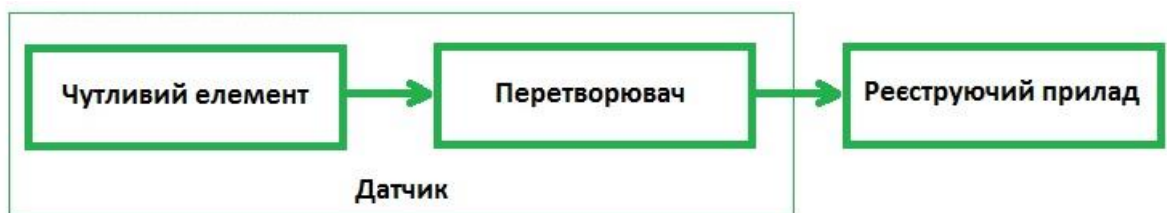
Для зняття електрокардіограм до кінцівок спеціальними гумовими стрічками прикріплюють електроди - металеві пластинки з клемми 1 (рис. 1.3), в які вставляють і закріплюють штирі кабелів відведень. Кабелі з'єднують електроди з електрокардіографом. На грудях пацієнта встановлюють грудний електрод 2. Він утримується гумовою присоском. Цей електрод також має клему для штиря кабелю відведень.

У мікроелектродної практиці використовують скляні мікроелектроди. Профіль такого електрода зображений на рис. 1.4, кінчик його має діаметр 0,5 мкм. Корпус електрода є ізолятором, всередині знаходиться провідник у вигляді електроліту. Виготовлення мікроелектродів і робота з ними представляють певні труднощі, однак такий мікроелектрод дозволяє проколювати мембрану клітини і проводити внутрішньоклітинні дослідження.

Лекція 6. Датчики медико-біологічного інформації

Багато медико-біологічні характеристики можна зняти електродами, так як вони не відображаються біоелектричним сигналом: тиск крові, температура, звуки серця і багато інших. У деяких випадках медико-біологічна інформація пов'язана з електричним сигналом, однак до неї зручніше підійти як до неелектричної величиною (наприклад, пульс). У цих випадках використовують датчики (вимірювальні перетворювачі).

Датчиком називають пристрій, що перетворює вимірювану або контрольовану величину в сигнал, зручний для передачі, подальшого перетворення або реєстрації. Датчик, до якого підведена вимірювальна величина, тобто перший в вимірювальній ланцюга, називається *первинним*.



В рамках медичної електроніки розглядаються тільки такі датчики, які перетворюють вимірювану або контрольовану неелектричну величину в електричний сигнал.

Використання електричного сигналу краще, ніж інших, так як електронні пристрої дозволяють порівняно нескладно посилювати їх, передавати на відстань і реєструвати. Датчики поділяються на *генераторні* і *параметричні*.

Генераторні - це датчики, які під впливом вимірюваного сигналу безпосередньо генерують напругу або струм. Зазначимо деякі типи цих датчиків і явища, на яких вони засновані:

- 1) *п'єзоелектричні*, п'єзоелектричний ефект;
- 2) *термоелектричні*, термоелектрика;

3) *індукційні*, електромагнітна індукція;

4) *фотоелектричні*, фотоефект.

Параметричні - це датчики, в яких під впливом вимірюваного сигналу змінюється який-небудь параметр. Зазначимо деякі типи цих датчиків і вимірюваний з їх допомогою параметр:

1) *ємнісні*, ємність;

2) *реостатні*, омичний опір;

3) *електромагнітні*, індуктивність або взаємна індуктивність.

У залежності від енергії, що є носієм інформації, розрізняють механічні, акустичні (звукові), температурні, електричні, оптичні та інші датчики.

У деяких випадках датчики називають по вимірюваній величині; так, наприклад, датчик тиску, тензометричний датчик (тензодатчик) - для вимірювання переміщення або деформації і т.д.

Наведемо можливі медико-біологічні застосування зазначених типів датчиків (табл. 1.1).

Датчик характеризується *функцією перетворення* - функціональної залежністю вихідної величини y від вхідних x , яка описується аналітичним виразом або графіком. Найбільш простим і зручним випадком є прямо пропорційна залежність.

Таблиця 6.1

Датчик	Механічний	Акустичний	Оптичний	Температурний
П'єзоелектричний	АТ	ФКГ	—	—
Термоелектричний	—	—	—	Т
Індукційний	БКГ	ФКГ	—	—
Фотоелектричний	—	—	ОГГ	—

Ємнісний	ФКГ	–	–	–
Реостатний	АД, БКГ	–	–	Т
Індуктивний	ТШ	–	–	–

Примітка. АД - артеріальний тиск крові; БКГ - балістокардіограма; ФКГ - фонокардіограма; ОГГ - оксигемографія; Т - температура; ДЖ - тиск в шлунково-кишковому тракті.

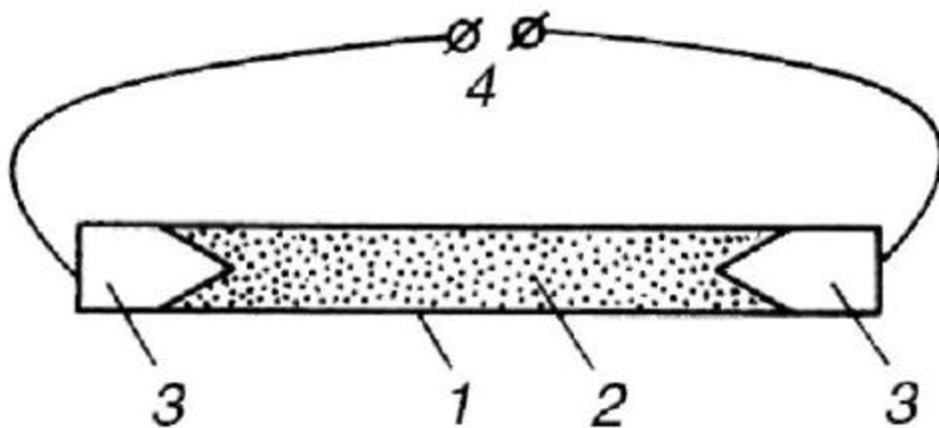
Чутливість датчика показує, якою мірою вихідна величина реагує на зміну вхідної.

Вона в залежності від виду датчика виражається в *омах на міліметр* (Ом/мм), в *мілівольтах на кельвін* (мВ/К) і т.д. Чутливість послідовної сукупності датчиків дорівнює добутку чутливості всіх датчиків.

Істотними є тимчасові характеристики датчиків. Справа в тому, що фізичні процеси в датчиках не відбуваються миттєво, це призводить до запізнювання зміни вихідної величини в порівнянні зі зміною вхідних. Аналітично така особливість призводить до залежності чутливості датчика від швидкості зміни вхідної величини або від частоти при зміні x по гармонійному закону.

При роботі з датчиками слід враховувати можливі специфічні для них похибки. Причинами похибок можуть бути:

- 1) температурна залежність функції перетворення;
- 2) гістерезис - запізнювання y від x навіть при повільній зміні вхідної величини, що відбувається в результаті незворотних процесів в датчику;
- 3) мінливість функції перетворення в часі;



Рисуно 6.1. Схема роботи датчика

4) зворотний вплив датчика на біологічну систему, що приводить до зміни показань;

5) інерційність датчика (нехтування його тимчасовими характеристиками) і ін.

Конструкція датчиків, які використовуються в медицині, дуже різноманітна: від найпростіших (типу термопари) до складних доплеровських датчиків. Наведемо як приклад дуже простий датчик частоти дихання - реостатний (резистивний).

Цей датчик (рис. 1.5) виконаний у вигляді гумової трубки 1, яка заповнена дрібним вугільним порошком 2. З торців трубки вмонтовані електроди 3. Через вугілля можна пропускати струм від зовнішнього джерела 4.

Якщо трубкою оперезати грудну клітку або, як це зазвичай робиться, прикріпити до кінців трубки ремінь і охопити їм грудну клітку, то при вдиху трубка розтягується, а при видиху - скорочується. При цьому змінюється електричний контакт між частинками вугільного порошку і відповідно змінюється опір датчика. Сила струму в ланцюзі буде змінюватися, що можна зафіксувати, використовуючи відповідну вимірювальну схему.

На закінчення відзначимо, що датчики є технічними аналогами рецепторів біологічних систем.

Лекція 7. Передача сигналу. радіотелеметрія

Знятий і посилений електричний сигнал необхідно передати до реєструючого (вимірювального) приладу.

У багатьох випадках електроди або датчики, підсилювач та реєструючий прилад конструктивно оформлені як єдиний пристрій. У цьому випадку передача інформації не є технічною проблемою. Однак вимірювальна частина може перебувати і на відстані від біологічної системи, такі вимірювання відносять до *телеметрії* або навіть кілька вже - до *біотелеметрії*.



Рисунок 7.1. Ендорадіозонд

Зв'язок між пристроєм знімання і реєструючим приладом при цьому здійснюється або по проводах, або по радіо. Останній варіант телеметрії називають **радіотелеметрії**. Цей вид зв'язку широко використовують в космічних дослідженнях для отримання інформації про стан космічного корабля і його екіпажу, в спортивній медицині - про фізіологічний стан спортсмена під час вправ. Наприклад, за допомогою антени передавача на шоломі спортсмена, що випромінює радіохвилі на відстані 300-500 м (тобто в межах стадіону), можна фіксувати дані про його стан.

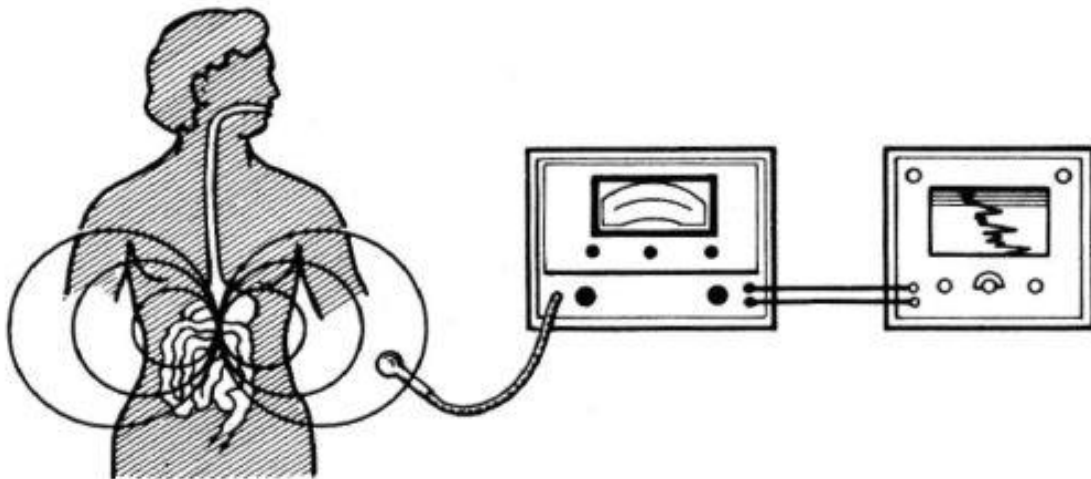


Рисунок 7.2. Ендорадіозондування травного тракту

Радіотелеметрія застосовується також для ендорадіозондування травного тракту. Розглянемо це питання докладніше. Мініатюрна капсула з радіопередавачем (ендорадіозонд; рис. 7.1) заковтується хворим (рис. 7.2). За виміру частоти передавача приймачем, розташованим поблизу пацієнта, можна вимірювати тиск, ступінь кислотності або лужності, температуру та інші параметри в місці розташування капсули.

На рис. 7.3 показана схема ендорадіозонда для визначення активності травних ферментів. Він складається з трьох основних частин:

1 - джерело напруги, що розміщується в знімній торцевій насадці;

2 - диск, спресований з феромагнітного порошку і частинок, що розчиняються ферментом; 3 - транзистор і інші деталі радіосхеми. Диск розташований в знімній насадці і, так само як джерело напруги, після однократного вживання може бути замінений іншим. Принципова електрична схема генератора представлена на рис. 3.1.

Диск притискається до котушки індуктивності 4 і утворює з нею замкнутий магнітопровід. У міру розчинення диска травними ферментами зменшується індуктивність 1 ланцюга і [см. (18.7)] збільшується частота

генератора. Таким чином, по сприймається частоті можна судити про активність ферментів.

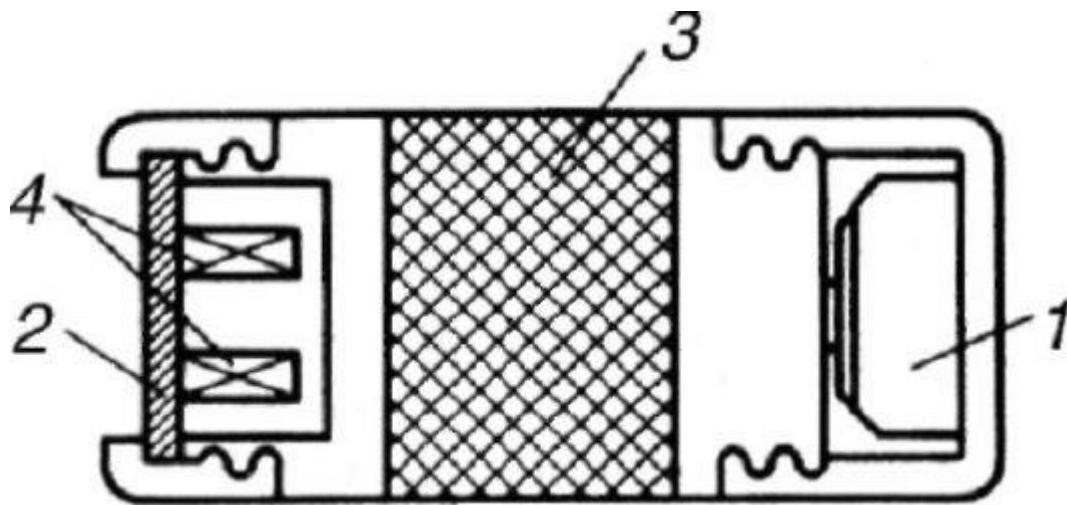


Рисунок 7.3. Схема ендорадіозонда для визначення активності травних ферментів

У деяких випадках застосовують такі багатоканальні пристрої, які дозволяють отримувати, передавати і реєструвати одночасно кілька параметрів. Одночасна інформація медико-біологічного характеру істотно розширює діагностичні можливості. В даний час обробка такої інформації проводиться за допомогою обчислювальних машин.

Під *пристроєм відображення* розуміють пристрій, який тимчасово представляє інформацію, при появі нової інформації колишня інформація безслідно зникає. Такими є, зокрема, стрілочні прилади: амперметр, вольтметр і ін. Стрілочний амперметр, наприклад, показує силу струму в даний момент і не фіксує її. При зміні сили струму в ланцюзі інформація про колишньому значенні безповоротно втрачається. Для запам'ятовування інформації, яка відображається подібні пристрої, повинні спеціально її фіксувати, що, наприклад, і роблять студенти в фізичній лабораторії, знімаючи показання

приладів. Медико-біологічне застосування пристроїв відображення досить мало: Електротермометрія опору, частотомір пульсу і ін.

Значно більшого поширення в медичній електроніці отримали *реєструючі прилади*, які фіксують інформацію на будь-якому носії. Це дозволяє документувати, зберігати, багаторазово використовувати, обробляти і аналізувати отриману медико-біологічну інформацію.

Відображають і реєструючі прилади підрозділяють на *аналогові* - безперервні, *дискретні* і *комбіновані*, що поєднують можливості аналогових і дискретних.

Розглянемо докладніше найпоширеніші в практиці медико-біологічних досліджень аналогові реєструючі пристрої. Деякі з них називають також самописними приладами, або самописами.

У медицині, біології і фізіології в основному використовуються наступні способи реєстрації інформації на носії:

а) нанесення шару речовини (барвника): чорнильно-пир'яна і струепісние системи;

б) зміна стану речовини носія: фотореєстрація, електрохімічна, Електрофотографічний (ксерографія) і магнітний запис;

в) зняття шару речовини з носія: закопчена поверхню, тепловий запис.

Найпростішим самописцем, знаходить і сьогодні застосування в фізіологічному експерименті, є *кімограф* (рис. 1.10), що працює від заведеної пружини, або *електрокімограф*, рівномірне обертання барабана якого здійснюється електродвигуном.

Ідея кімографа - рівномірне обертання або переміщення поверхні носія зберігається в переважній більшості сучасних аналогових реєструючих приладів, які фіксують тимчасову залежність досліджуваної величини. Зсув у пісчик або світлового плями, пропорційне реєструється величиною, є ординатою отриманого графіка (рис. 1.11). Рівномірний переміщення носія (папір, фотоплівка) означає, що абсциса прямо пропорційна часу t .

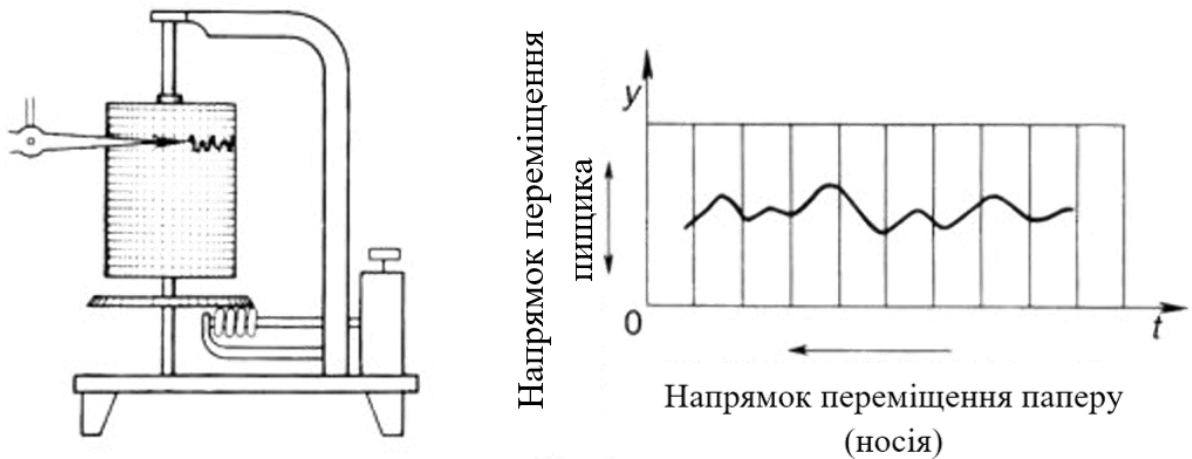


Рисунок 7.4. Електрокімограф

Самописні прилади, що використовуються в медичній апаратурі, перетворюють електричний сигнал в механічне переміщення. Фізично вони є гальванометр - високочутливими електровимірювальними приладами, що реагують на досить малу силу струму. У цих приладах струм, що проходить по котушок, дротяної рамці або по петлі, взаємодіє з магнітним полем постійного магніту. В результаті цієї взаємодії рухома частина (магніт, дротова рамка або частини петлі) відхиляється пропорційно силі струму, тобто пропорційно електричному сигналу.

З рухомою частиною з'єднаний пише елемент, що залишає слід на рухомому носії запису: спеціальне капілярний перо, або скляний капіляр з соплом в струменевому самописці, або дзеркальце, що відбиває промінь світла або щось інше.

Як приклад на рис. 7.5 схематично зображено струменевий самописець. Тут 1 - електромагніт, через обмотки якого проходить реєстрований електричний сигнал; 2 - постійний магніт у формі циліндра, він жорстко пов'язаний зі скляним капіляром 3. З сопла капіляра 4 під тиском вилітають чорнило, залишаючи слід у, пропорційний відхиленню постійного магніту і, отже, силі струму в електромагніт.

Важливою характеристикою самописця є діапазон частот коливань, які вони встигають реєструвати. Чим більше момент інерції рухомої частини самописця, тим більше запізнювання реєстрації щодо істинного зміни реєстрованої величини, частотна характеристика буде гірше.

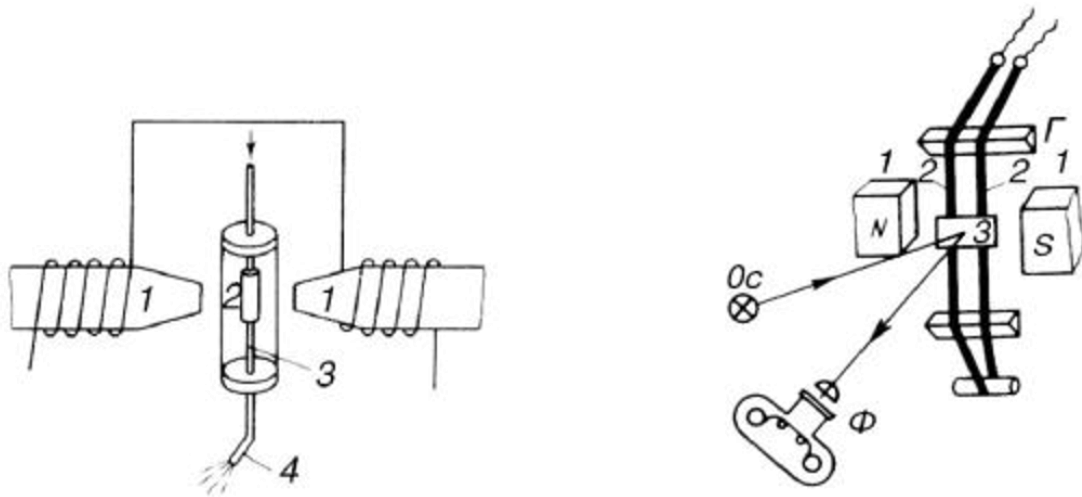


Рисунок 7.5. Струменевий самописець

Найбільш широкі частотні можливості у аналогових реєструючих приладів, званих *світлопроменевими* (шлейфовими) *осцилографами*.

Основною частиною світлопроменевих осцилографа (рис. 7.6) є шлейфовий гальванометр Γ , що складається з постійного магніту 1, металеві нитки у вигляді петлі (шлейфа) 2, по якій протікає реєстрований електричний сигнал, і дзеркальця 3. Промінь від освітлювача падає на дзеркало, відбивається і потрапляє на фотографічне пристрій Φ , що складається з рулону фотоплівки і механізму протягування стрічки. Електричний сигнал викликає пропорційне йому відхилення шлейфа гальванометра. Рівномірний протягування фотоплівки створює тимчасову розгортку. Використовуючи спеціальний лічильник часу, на фотоплівці можна отримати мітки.

Такий осцилограф дозволяє реєструвати процеси з частотою приблизно від 0 до 10 кГц, що значно перебиває частотні характеристики медико-біологічного сигналу. В основному випускаються багатоканальні світлопроменеві осцилографи, що дозволяють одночасно фіксувати десятки

змінюються величин. Головним їх недоліком є необхідність прояву фотопаперу або фотоплівки. В даний час випускається спеціальний папір, чутлива до ультрафіолетового освітлення. Вона не вимагає спеціальної обробки, проте освітлювач повинен випромінювати потужний пучок ультрафіолетових променів.

У самописних пристроях поряд зі звичайними похибками вимірювальних приладів виникають також похибки, обумовлені записом.

Причинами похибки записи можуть бути неточність роботи механізму переміщення паперу або фотоплівки, запізнювання, викликане інерцією друкарської системи приладу, зміна розмірів паперу під впливом вологості повітря, неточність позначки часу та ін.

Крім Однокоординатний самописців, які фіксують тимчасову залежність, в дослідницькій практиці набули поширення двухкоор-динатние самописці.

На рис. 7.4 зображений зовнішній вигляд такого самописця моделі ПДС-21М. При реєстрації поперечна рейка переміщається поступально, її зсув пропорційний одному з поданих сигналів (параметрів) x . Уздовж рейки пропорційно зміні другого параметра y переміщається каретка з пишчик. В результаті пісчик здійснює складний рух і залишає на папері графік функції $y = f(x)$.

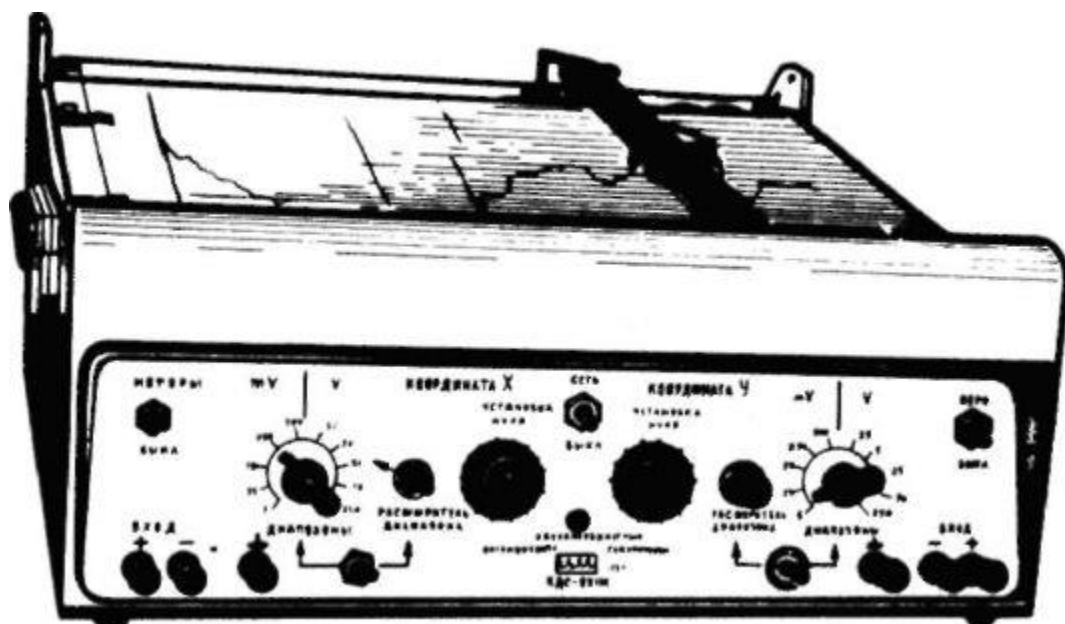


Рисунок 7.6. Світлопроменевий осцилограф

Поряд з аналоговими реєструючими приладами в медичній практиці для фіксування інформації використовуються і такі безінерційні комбіновані пристрої, як *електронно-променеві трубки*.

Так, наприклад, в портативному *вектор-кардіоскопі* електронно-променева трубка є основним елементом, який відображає, а при додатковому фотографуванні і реєструє електро- і вектор-кардіограми.

Електронно-променева трубка відноситься до групи комбінованих пристроїв, так як може відображати (при додатковому фотографуванні - реєструвати) вихідну інформацію не тільки в аналоговій, але і в дискретній формі (цифри, букви).

Лекція 8. Принцип роботи медичних приладів, що реєструють біопотенціали

Біоелектричні потенціали є істотним діагностичним показником багатьох захворювань. Тому дуже важливо, по-перше, правильно реєструвати ці потенціали, а по-друге, вміти витягати з вимірів необхідну медичну інформацію.

Структурна схема медичних приладів, які реєструють біопотенціали, зображена на рис. 8.1. Вона є окремим випадком загальної схеми, показаної на рис. 6.1.

У клінічній практиці біопотенціали відводять поверхневими нашкірними електродами, запис здійснюється аналоговими реєструючими пристроями. Перехід від одних відведень до інших здійснюється спеціальним перемикачем.

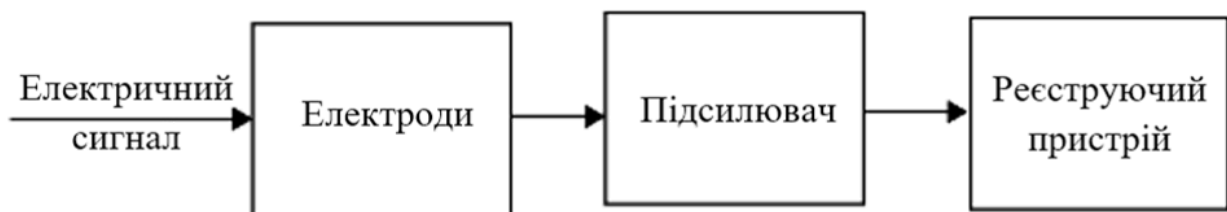


Рисунок 8.1. Структурна схема медичних приладів, які реєструють біопотенціали

Так як біопотенціали порівняно повільно змінюються з часом, то в приладах зазвичай використовують підсилювачі постійного струму (див. 2.5).

Біопотенціали, що застосовуються в електрокардіографії, мають значення порядку декількох мілівольт, в електроенцефалографії - мікрвольт, тому для їх реєстрації необхідно посилення в кілька тисяч разів, що досягається за допомогою многокаскадного посилення.

На рис. 8.2 зображений зовнішній вигляд портативного електрокардіографа на транзисторах типу ЕК-873, призначений для запису електрокардіограми, та портативний вектор-кардіоскоп ВЕКС-1п. Цей прилад дозволяє вести дослідження електричної активності серця як методом електрокардіографії, так і методом вектор-кардіографії. Процес спостерігається на екрані електронно трубки, а також може бути сфотографований.

У деяких випадках доцільно одним приладом визначати одночасно ряд параметрів, наприклад біопотенціали, що відводяться від різних точок головного мозку. При цьому використовують багатоканальні пристрої, що складаються з декількох незалежних підсилювачів, реєстрація по всіх каналах фіксується на загальній стрічці. На рис. 8.3 показаний зовнішній вигляд 16-канального енцефалографа ЕЕГ16-01.

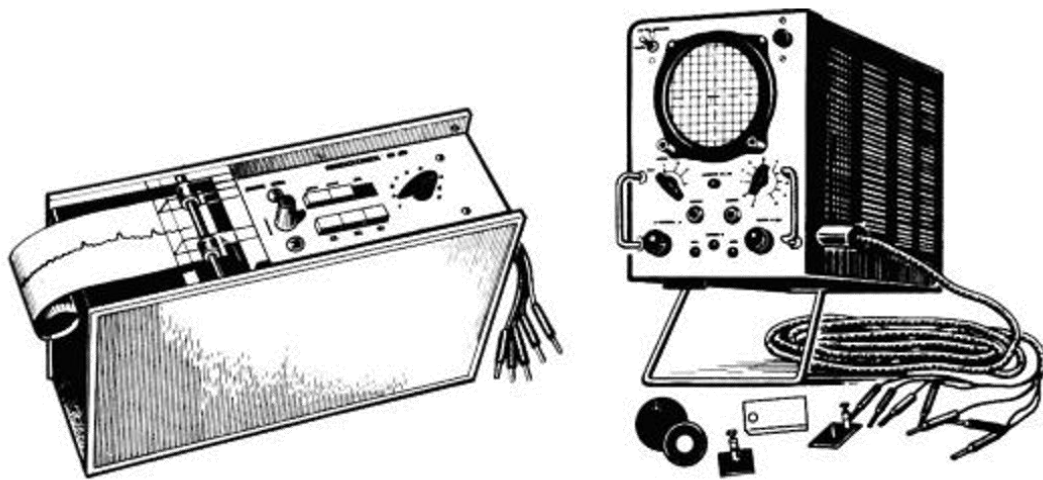


Рисунок 8.2. Портативний електрокардіограф та портативний вектор-кардіоскоп

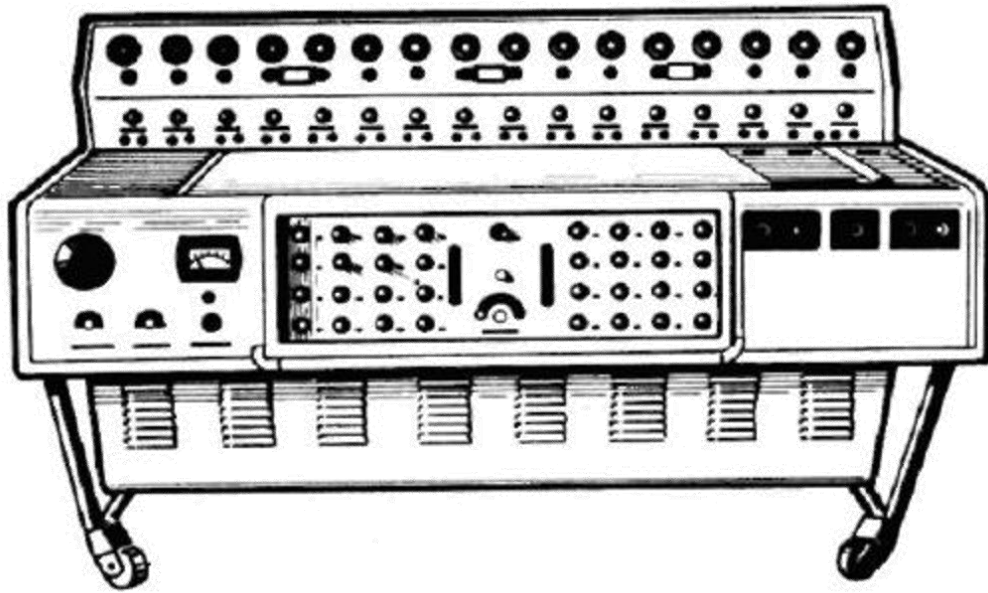


Рисунок 8.3. Зовнішній вигляд 16-канального енцефалографа ЕЕГ16-01

При знятті і реєстрації біопотенціалів використовують і деякі допоміжні пристрої, які не представлені структурною схемою на рис. 8.1. До них можна віднести лічильник часу, які визначають масштаб осі t . У тих випадках, якщо механізм протягування стрічки забезпечує суворе сталість швидкості переміщення носія, необхідності в лічильник часу немає.

Для визначення біопотенціалів, інакше кажучи, для визначення масштабу осі u в одиницях напруги використовують калібратори напруги. Запис каліброваної напруги роблять до або після запису біопотенціала. При знятті електрокардіограми використовують калібрувальний сигнал, рівний 1 мВ.

Лекція 9. Функціональна діагностика дихальної системи

1. Поняття та сутність процесу дихання

Дихання - це процес споживання кисню і виділення вуглекислого газу тканинами живого організму.

Сутність процесу дихання полягає в забезпеченні організму киснем, використанні його для окислення органічних речовин зі звільненням енергії і виділення вуглекислого газу, що утворюється в результаті обміну речовин, в навколишнє середовище.

Розрізняють легеневе (зовнішнє) і тканинне (внутрішнє) дихання.

Зовнішнім диханням називають обмін повітря між навколишнім середовищем і легеньми.

Внутрішньоклітинне дихання - обмін киснем і вуглекислим газом між кров'ю і клітинами тіла.

Дихання складається з наступних етапів:

- газообмін між альвеолярною сумішшю газів і атмосферним повітрям;
- газообмін між альвеолярною сумішшю газів і венозною кров'ю, що притікає до легень;
- транспорт кисню і вуглекислого газу кров'ю;
- газообмін між артеріальною кров'ю і тканинами;
- тканинне дихання.

Дослідження функціонального стану дихальної системи є одним із провідних елементів програми діагностики і моніторингу стану здоров'я людини. Пов'язано це із значною роллю системи дихання в пристосуванні організму до різних видів фізичних навантажень, формуванні найбільш адекватної реакції на різного роду дії.

2. Методи дослідження функціонального стану дихальної системи

Для вивчення зовнішнього дихання, газообміну в легеньми і тканинах, а також транспорту газів кров'ю використовують різні методи, що дозволяють

оцінювати дихальну функцію в стані спокою, при фізичному навантаженні та різних впливах на організм.

Для оцінки функціонального стану системи дихання використовують методи спірометрії, спірографії, пневмотахометрії, оксигеметрії, методи газового аналізу, ряд методик щодо визначення інтегральних параметрів системи зовнішнього дихання, а також різні функціональні проби.

1). Спірометрія

Спірометрія - простий метод дослідження функціональних параметрів системи зовнішнього дихання.

Спірометрію здійснюють за допомогою спеціальних приладів - спірометрів (сухоповітряних або водних). Сухоповітряні спірометри є портативними приладами.



Рисунок 9. 1. Спірометр

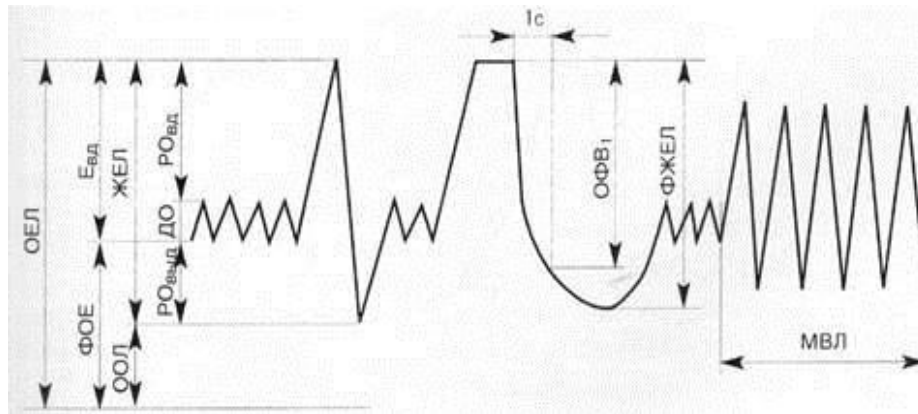


Рисунок 9.2. Спірограма

Показники функціонального стану системи зовнішнього дихання

Життєва ємність легенів (ЖЄЛ) - один з найважливіших показників функціонального стану системи зовнішнього дихання і є непрямим показником максимальної площі дихальної поверхні легень, на якій відбувається дифузія кисню і вуглекислого газу.

Життєва ємність легень – це максимальний об’єм повітря, що людина може видихнути після одного максимального вдиху. Одиниці виміру ЖЄЛ - літри або мілілітри.

Величина ЖЄЛ залежить від статі, віку, росту і маси тіла, окружності грудної клітини, фізичної підготовки, розмірів легень і сили дихальної мускулатури. Показник ЖЄЛ збільшується з віком у зв'язку з ростом грудної клітини та легенів і є максимальною у віці 18-35 років. В середньому, в здорової нетренованої людини ЖЄЛ становить: 3,0-5,5 л у чоловіків, 2,5-4,0 л - у жінок. У спортсменів, які тренуються у видах спорту, спрямованих на розвиток витривалості (плавання, веслування, біг на довгі дистанції, велоспорт, лижні гонки тощо), ЖЄЛ може досягнути 8 л.

При вимірюванні ЖЄЛ методом спірометрії випробуваний в положенні стоячи спочатку робить повільний максимальний вдих, потім затискає ніс і плавно повільно проводить максимальний глибокий видих в спірометр. ЖЄЛ визначають за шкалою спірометра. Необхідно провести 2-3 вимірювання ЖЄЛ і

обчислити середню величину. Дана ЖЄЛ називається фактичною ЖЄЛ. Перед проведенням дослідження мундштук спірометра протирають ватою, змоченою спиртом. При неодноразових вимірах необхідно кожен раз встановлювати шкалу спірометра у вихідне положення. Для цього у сухоповітряного (сухого) спірометра повертають вимірювальну шкалу і нульову поділку поєднують зі стрілкою.

Для оцінки індивідуальної фактичної ЖЄЛ (факт. ЖЄЛ) її порівнюють з належною ЖЄЛ (НЖЄЛ). Належна ЖЄЛ - це теоретично розрахована для даної людини величина з урахуванням її статі, віку, зросту і маси тіла. Належні величини ЖЄЛ розраховують за формулами або визначають по номограмам. Фактична ЖЄЛ виражається у відсотках до належної ЖЄЛ. Для здорових людей співвідношення факт. ЖЄЛ до НЖЄЛ має становити $100 \pm 15\%$, тобто 85-115%; для спортсменів, що тренуються на витривалість, факт. ЖЄЛ(%) становить 100-150% від НЖЄЛ. Якщо факт. ЖЄЛ(%) менше 85%, то це свідчить про зниження потенційних можливостей системи зовнішнього дихання і вказує на патологію дихальної системи. Якщо факт. ЖЄЛ(%) вище 115%, то це свідчить про високу кардіореспіраторну продуктивність системи зовнішнього дихання, що забезпечує підвищену легеневу вентиляцію, необхідну при виконанні фізичних навантажень.

Життєвий індекс визначається діленням ЖЄЛ на масу тіла.

Середня величина: для чоловіків - 60 мл / кг; для жінок - 50 мл / кг.

ЖЄЛ включає в себе ДО (дихальний об'єм), РО вдиху (резервний об'єм вдиху) і РО видиху (резервний об'єм видиху).

Дихальний об'єм (ДО) - об'єм вдихуваного і видихуваного повітря під час кожного дихального циклу при спокійному диханні. Відносний показник ДО повинен становити 15% від ЖЄЛ. В середньому доросла нетренована людина вдихає і видихає близьке 500 мл повітря (300-500 мл - чоловіки і 300-400 мл - жінки). З них 150 мл - це повітря так званого функціонально мертвого простору в гортані, трахеї та бронхах. Повітря мертвого простору не приймає активної

участі в газообміні, але, змішуючись із повітрям, що вдихається, зігріває і зволожує його.

При навантаженні ДО у чоловіків і жінок може збільшуватися до 1500 - 2000 мл і 1300-1500 мл відповідно, за рахунок зменшення резервних об'ємів вдиху і видиху. Збільшення ДО в спокої спостерігається при дихальній недостатності, в разі діабетичної коми (т.зв. кусмаулевське дихання), а також під впливом психогенних факторів. Зниження ДО буває при нейротоксикозі, реструктивних формах дихальної недостатності (пневмосклероз), плевриті та пошкодженнях грудної клітини. Нерідко зміна ДО супроводжує ожиріння, недостатність кровообігу і деякі інші перед- і патологічні стани. У спортсменів в нормі спостерігається деяке збільшення цього показника.

Метод спірометрії передбачає визначення величини фактичного ДО шляхом спокійного (звичайного) видиху в спірометр після попереднього спокійного вдиху з навколишнього середовища.

Належний ДО обчислюють з належного ХОД (хвилинного об'єму дихання) поділом останнього на середньовікову норму ЧД (частоти дихання).

Резервний об'єм видиху або об'єм додаткового видиху (РО вид.) - це максимальний об'єм повітря, який можна додатково видихнути після спокійного видиху. В середньому величина РО вид. складає 1500-2000 мл і характеризує потенційні можливості системи зовнішнього дихання.

Для визначення резервного обсягу видиху методом спірометрії випробуваного просять зробити після чергового спокійного видиху в навколишнє середовище максимальний глибокий видих в спірометр. Повторюють вимірювання кілька разів і обчислюють середню величину.

Резервний об'єм вдиху або об'єм додаткового вдиху (РО вд.) - це максимальний обсяг повітря, який можна додатково вдихнути після спокійного вдиху. Цей показник також характеризує потенційні можливості системи зовнішнього дихання. Середня величина РО вд. 1500-2000 мл.

Резервний обсяг вдиху можна визначити двома способами: обчислити і виміряти спірометром.

Для обчислення резервного обсягу вдиху необхідно з величини ЖЕЛ відняти суму дихального об'єму і резервного об'єму видиху.

Метод спірометрії застосовують для визначення величини цього показника шляхом попереднього наповнення спірометра певним об'ємом повітря (наприклад, до відмітки "3 літри") і подальшого глибокого вдиху із спірометра (цьому вдиху повинен передувати спокійний вдих з навколишнього середовища). Різниця між початковим і кінцевим показниками спірометра відповідатиме величині РОвд.

Резервний об'єм вдиху і резервний об'єм видиху дуже мінливі навіть у фізіологічних умовах і залежать від статі, віку, фізичної тренуваності, положення тіла і т.п. Дані обсяги певною мірою визначають здатність до збільшення кількості вентильованого повітря і зменшуються при патологічних станах. Зниження РОвд. спостерігається при реструктивних процесах, при зменшенні еластичності легеневої тканини, зниження РОвид, - частіше при обструктивних ураженнях, особливо тих, що супроводжуються емфіземою. Велику цінність для діагностики мають не абсолютні показники резервних об'ємів, а їх відносні величини, зокрема, відношення їх до ЖЕЛ. У нормі вони дорівнюють 33-40% від ЖЕЛ.

Однак і після максимально глибокого видиху в легенях залишається ще значний об'єм повітря, який називається залишковим об'ємом (ЗО). Вважають, що в нормі залишковий обсяг становить 25-30% від величини ЖЕЛ (близько 1200 мл). Це повітря затримується у «повітряних пастках», які утворюються тому, що частина бронхіол спадається раніше, ніж альвеоли. Тому легені дітей, які дихали після народження, не тонуть, якщо їх занурити у воду. Наведений приклад використовують у практиці судової медичної експертизи для виявлення причин летальності новонароджених.

Залишковий обсяг повітря можна виміряти тільки непрямими методами. Принцип таких методів полягає в тому, що в легені або вводять чужорідний газ типу гелію (метод розведення), або вимивають азот, що міститься в альвеолярному повітрі, змушуючи випробуваного дихати чистим киснем (метод

вимивання). І в тому, і в іншому випадках шуканий обсяг обчислюють, виходячи з кінцевої концентрації газу. Останнім часом набуло широкого поширення вимірювання залишкового об'єму повітря за допомогою інтегрального плетизмографа.

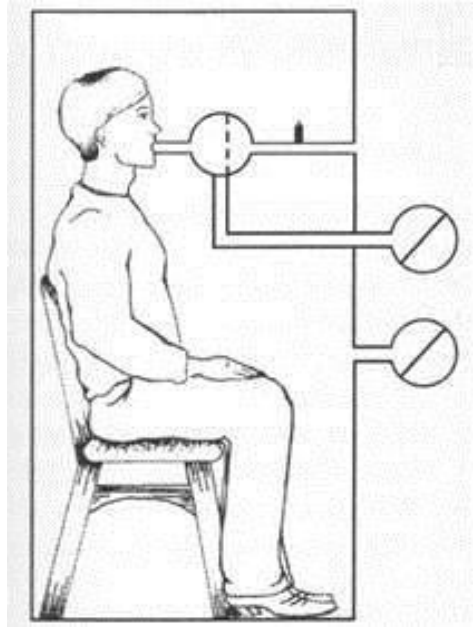


Рисунок 9.3. Схема роботи плетизмографа



Рисунок 9.4. Використання плетизмографа

Сума значень ЖЄЛ і ЗО становить загальну ємкість легень (ЗЄЛ), що в середньому дорівнює 4700 мл.

Частота дихання (ЧД) - це кількість дихальних циклів за 1 хв. Дихальний цикл складається із фаз вдиху (інспірації повітря) і видиху (експірації повітря). При цьому акт вдиху проходить трохи швидше, ніж акт видиху. ЧД схильна до вікових коливань і легко змінюється під впливом різних причин (стан здоров'я, температури тіла і навколишнього середовища, емоційних факторів і ін.). У здорової нетренованої людини в стані спокою ЧД - 14-18 за 1 хв. (16), у спортсменів - 10-11. Такий тип дихання зазвичай називається "ейпное" або "гарне дихання". За добу проводиться 23 тисячі дихальних рухів. При такій кількості людина вентилює через легені більше 7 тисяч л повітря. Почастішання дихання, особливо в поєднанні з малим ДО, характерно для реактивних уражень (фіброз легень), але може мати місце при довільній гіпервентиляції, дихальному неврозі. Порушення дихання більш властиво при обструкції дихальних шляхів. У спортсменів часто спостерігається деяке зниження значень ЧД в стані функціонального спокою. За умови фізичного навантаження ЧД зростає до 50-60 рухів і більше.

У медичній практиці ЧД можна визначити пальпаторним методом (шляхом прикладання кисті руки на грудну клітку), або за допомогою лічильників частоти дихання.

Співвідношення ЧД і ЧСС = 1:4-1:5. Останнє потрібно враховувати при проведенні штучної вентиляції і непрямого масажу серця потерпілим.

Хвилинний об'єм дихання (ХОД, л/хв) - кількість повітря, що вентилюється легеньми за 1 хв. під час спокійного дихання. Хвилинний об'єм дихання характеризує інтенсивність загальної легеневої вентиляції (без вентиляції альвеол) і має практичне значення для оцінки вентиляції тільки під час співставлення з частотою і глибиною дихання, що дозволяє орієнтовно робити висновки про наявність гіпо- чи гіпервентиляції. При частому і поверхневому диханні більша частина хвилинного об'єму йде на вентиляцію

мертвого простору, при глибокому - виростає об'єм, який вентилює альвеоли. Норма ХОД у спокої становить 6-8 л/хв.

Величина ХОД залежить від віку, статі, рівня функціональної підготовки, а також від стану ССС, ЦНС (в першу чергу від збудливості дихального центру), порушень обміну речовин тощо. Підвищення цього показника відмічається при різних захворюваннях легень і серця (зростає у міру тяжкості захворювання) і розцінюється як один із проявів компенсації з метою досягнення необхідного для газообміну рівня вентиляції альвеол, а також при підвищенні обмінних процесів (тиреотоксикоз); зменшення ХОД зустрічається при пригніченні дихального центру. Легенева вентиляція у спокої в спортсменів в середньому вища і може досягати 18 л/хв. і більше. Під час навантаження ХОД у спортсменів зростає до 80-120 л/хв. Збільшення ХОД знаходиться у прямій залежності від потужності виконуваної роботи, але до визначеної межі, після досягнення якої, незважаючи на подальше підвищення навантаження, не спостерігається підвищення ХОД.

Хвилиний об'єм дихання визначають як добуток дихального об'єму і частоти дихання. За однакових значень ХОД ефективність вентиляції легенів вища тоді, коли він визначається в більшій мірі за рахунок збільшення ДО чим ЧД. Оцінка легеневої вентиляції проводиться шляхом зіставлення фактичного ХОД зі належним ХОД.

Максимальна вентиляція легенів (МВЛ, в л/хв або мл/хв) - це об'єм повітря, що вентилюється легеньми в одиницю часу за умови максимальної глибини і частоти дихання. МВЛ залежить від ЖЄЛ, стану бронхіальної прохідності та сили дихальної мускулатури. Цей показник дає можливість оцінити функціональну здатність системи зовнішнього дихання, а тому на відміну від інших функціональних показників його використовують для оцінки тренуваності організму людини.

Величина МВЛ схильна до значних індивідуальних коливань і залежить від впливу різних легеневих і позалегеневиx факторів. В нормі МВЛ у дорослих

здорових нетренованих чоловіків становить 80-230 л/хв., у жінок – 60-170 л/хв., а у спортсменів - 180-240 (200) л/хв.

Методом спірометрії величину МВЛ реєструють таким чином: обстежуваний здійснює максимально часте і максимально глибоке дихання в спірометр упродовж 15 секунд. Одержаний результат помножують на 4 і отримують значення МВЛ в мл або л за 1 хвилину. Визначення МВЛ проводиться також методом спірографії та спірогазометрії.

Оцінку МВЛ проводять при порівнянні фактичної МВЛ з належною МВЛ. Належна величина максимальної вентиляції легенів (НМВЛ, мл) є досить інформативним показником під час характеристики потенційних можливостей дихальної системи, особливо в умовах екстремальних зовнішніх дій. Належну МВЛ розраховують за формулами А.П. Дембо.

Для з'ясування переважаючого впливу на МВЛ обструктивних і реструктивних змін в легенях обчислюють відношення МВЛ (у відсотках від НМВЛ) до ЖЕЛ (у відсотках від НЖЄЛ), яке називається показником швидкості руху повітря. Якщо цей показник менше одиниці, то це вказує на переважання обструктивних порушень, більше одиниці - реструктивних.

Резерв дихання (РД, л/хв або %) розраховують як відношення ХОД до МВЛ. Величина РД дозволяє отримати важливу інформацію про ступінь напруги дихальної функції та ступінь навантаження дихальної системи. В нормі величина РД складає близько 8%, тобто організм використовує близько 8% від своїх максимальних можливостей. Збільшення цього відсотка свідчить про зниження здатності обстежуваного до виконання фізичних навантажень. При важких ураженнях дихального апарату і значному зниженні МВЛ величина РД може досягати 50%.

Під резервом дихання іноді розуміють також різницю між величинами МВЛ і ХОД. Неабияке діагностичне значення при цьому має відношення цієї різниці до максимальної вентиляції легенів, виражене у відсотках. В нормі означене співвідношення складає 80-85%, зростання серцевої або легеневої

недостатності сприяє зниженню цього показника, він досягає 50-55% при легеневої недостатності 2-ої і 3-ї ступені.

Вентиляційний індекс (ВІ). Цей розрахунковий показник був запропонований Гаррісоном. ВІ розглядається як відношення хвилинного об'єму дихання до життєвої ємності легенів. На думку більшості фахівців, значення ВІ можна визначити як критерій реалізації потенційних можливостей системи зовнішнього дихання конкретного реципієнта.

В нормі вентиляційний коефіцієнт Гаріссона складає 1,2–2,6%. Для спортсменів характерним є деяке зниження цього параметру (в основному, за рахунок підвищення значень життєвої ємності легенів).

2). Спірографія

Більш повну картину щодо функціональних можливостей і функціонального стану системи зовнішнього дихання можна отримати з використанням більш складного методу дослідження – спірографії (СПГ). Він передбачає графічний запис дихальних рухів і дозволяє оцінити за отриманою спірограмою показники зовнішнього дихання.

Спірографію проводять за допомогою спірографа, що має ємність, з якої дихає пацієнт. Зміна ємності призводить до переміщення пісника пропорційно обсягу повітря, що вдихається і видихається. Починати дихати зі спірометру можна тільки після дезінфекції загубника і увімкнення механізму протягування стрічки (50 мм / хв.).



Рисунок 9.5. Застосування спірографа

Реєстрація спірограми включає в себе наступні етапи:

1. Спокійне дихання (30-60 с). Визначається ДО, ЧД, ХОД.
2. Глибокий вдих і видих. Визначається РОвд, РОвид і ЖЕЛ.
3. Форсований (швидкий і глибокий) видих після глибокого вдиху.

Дослідження повторюється 2-3 рази і фіксується максимальне значення. Запис здійснюється на великій швидкості руху паперової стрічки (1200 мм / хв. або 600 мм / хв.). Визначається форсована ЖЕЛ (ФЖЕЛ).

4. Якомога глибоке і часте дихання протягом 12-20 с (50-60 подихів у хвилину). Визначається МВЛ за добуток глибини і частоти такого дихання.

5. Визначається РД (резерв дихання) за розрахунком.

6. ПО₂ (поточне поглинання кисню в умовах відносного спокою).

Форсована життєва ємність легенів (ФЖЕЛ, л або мл) - це кількість повітря, яке може бути видихнуто при форсованому видиху (максимально швидкий і глибокий видих) після максимального глибокого вдиху. У нормі вона на 300 мл менше фактичної ЖЄЛ (80-100% від ЖЕЛ).

Визначають не тільки величину ФЖЕЛ, але і час, за який обстежуваний робить форсований видих. В нормі у здорових дорослих нетренованих людей цей час складає від 1,5 до 2,5 секунд.

Крім абсолютної величини ФЖЕЛ, потрібно врахувати обсяг форсованого видиху за першу секунду видиху - ФЖЕЛ₁.

Для характеристики механіки дихання становлять інтерес як абсолютна величина ФЖЕЛ₁, так і індекс Тіффно, тобто відношення ФЖЕЛ₁ до ФЖЕЛ у %. У нормі вона становить 85% від форсованої ЖЄЛ. Більш фізіологічним вважається відношення ФЖЕЛ₁ до фактичної ЖЄЛ. У нормі ФЖЕЛ₁ становить не менше 70% фактичної ЖЄЛ. Зниження ФЖЕЛ характерно для захворювань, що супроводжуються порушенням бронхіальної провідності (бронхіальна астма, форми хронічної пневмонії тощо).

Уявлення про стан механіки дихання дає і якісна оцінка кривої ФЖЕЛ. Полога форма верхньої третини кривої відображає підвищений опір великих

бронхів, розтягнута кінцева частина вказує на погіршення провідності дрібних дихальних шляхів і зниження еластичності легенів. Східчастий хід кривої відображає клапанний механізм порушення бронхіальної провідності.

На спірограмі час і величину ФЖЄЛ визначають шляхом розрахунку амплітуди і тривалості цього функціонального параметру.

Поглинання кисню (ПО₂, л/хв або мл / хв) - кількість кисню, що поглинається в легенях за 1 хвилину. При спірографії з автоматичною подачею кисню ПО₂ визначають по кривій реєстрації подачі кисню, при диханні повітрям - по нахилу запису спірограми.

Величина ПО₂ залежить від функціонального стану легень, серцево-судинної системи і рівня окислювально-відновних процесів в організмі. Зниження ПО₂ при наявності вираженої дихальної та серцевої недостатності вказує на виснаження резервних можливостей організму.

Коефіцієнт використання кисню (КВО₂) визначається кількістю кисню в мілілітрах, поглиненого легеньми з 1 літра вентильованого повітря, і розраховується як відношення ПО₂ до ХОД. Всі вихідні показники вимірюють в одному відрізку спірограми. Нормальна величина КВО₂ для дітей після 6 років і для дорослих - 35-40 мл / л; до 5 років - 30-33 мл / л.

Величина КВО₂ залежить від умов дифузії кисню, обсягу альвеолярної вентиляції, досконалості координації між легеневою вентиляцією і кровообігом в малому колі і дає уявлення про ефективність вентиляції і газообмін в легенях. Зниження КВО₂ свідчить про невідповідність вентиляції і кровотоку і зустрічається при легеневій і серцевій недостатності, при емоційній напрузі, гіпервентиляції. Збільшення КВО₂ вказує на підвищене використання кисню вентильованого повітря в легенях.

3). Пневмотахометрія

Пневмотахометрія - це метод вимірювання максимальної об'ємної швидкості повітряного потоку при форсованому вдиху і видиху - потужності вдиху (N_{вд}, л/с) і потужності видиху (N_{вид}, л/с).

Пневмотахометрія проводиться за допомогою спеціального приладу пневмотахометра, що складається з датчика (спеціальна трубка з діафрагмою і одноразовим змінним мундштуком), і вимірювального блоку з манометром. Об'ємна швидкість потоку повітря на вдиху і видиху вимірюється в літрах в секунду (л / с) за показаннями манометра.



Рисунок 9.6. Пневмотахометр

Для визначення величин $N_{вид}$ і $N_{вд}$ обстежуваний має послідовно здійснити форсований видих і форсований вдих кілька разів (зазвичай 2 рази) в пневмотахометр через мундштук, на ніс одягається спеціальний затискач.

Також обов'язково проводиться вимір антропометричних показників (зросту, маса тіла, об'єм грудної клітини), які дозволять фахівцеві правильно визначити стан структур системи дихання.

Для отримання максимально достовірних результатів пневмотахометрії пацієнт перед його проведенням повинен дотримуватися кількох підготовчих рекомендацій, які включають:

- Відмова від куріння і вживання алкоголю за добу до дослідження.
- Скасування застосування деяких лікарських засобів, зокрема бронхолітиків за 4 години.

- Одяг не повинен обмежувати дихальних рухів.
- Не рекомендується в день проведення пневмотахометрії піддаватися підвищеним емоційним або фізичним навантаженням.
- Дослідження повинно проводитися натще або не раніше, ніж через 2 години після їжі. Зазвичай воно проводиться вранці.

Показник швидкості проходження повітря під час інтенсивного вдиху і видиху дозволяє оцінити бронхіальну прохідність і силу дихальної мускулатури. Бронхіальна прохідність - найважливіший показник стану системи зовнішнього дихання, від її величини залежать енергетичні витрати на вентиляцію легенів. При збільшенні бронхіальної прохідності на вентиляцію легенів потрібно менше енергетичних витрат. У нормі цей показник у чоловіків дорівнює 5-8 л/с, у жінок - 4-6 л/с. У спортсменів спостерігаються більш високі значення даного показника. Низькі значення свідчать про порушення прохідності дихальних шляхів і зниження функціональних можливостей дихальної мускулатури. Порушення прохідності дихальних шляхів спостерігається при захворюваннях дихальних шляхів (трахеїт, бронхіт, бронхіальна астма, пневмонія).

Для більш точної оцінки бронхіальної прохідності необхідно розраховувати належні величини. Потім результат пневмотахометрії в абсолютних значеннях виражають у відсотках до належної величини.

Нормальній бронхіальній прохідності відповідає пневмотахометричний показник видиху, рівний $100 \pm 20\%$ від належної величини.

За допомогою пневмотахометрії можна визначити співвідношення потужності вдиху і видиху. У здорових нетренованих осіб воно близьке до 1. У спортсменів потужність вдиху суттєво перевищує потужність видиху. Співвідношення становить 1,2-1,4. Відносне збільшення потужності вдиху дуже важливо для спортсменів.

При аналізі показників потрібно виокремити такі основні порушення функції зовнішнього дихання:

а) обструктивні - утруднене проходження повітря по дихальних шляхах, головним чином - по бронхах. При обструктивних процесах знижуються МВЛ, ФЖЕЛ, незначно зменшується ЖЕЛ;

б) реструктивні - є перешкода, яка ускладнює розширення і спадання легень (пневмосклероз, спайки плеври, окостеніння ребер і т.д.). При реструктивних процесах знижується ЖЕЛ і максимальна вентиляція легенів (МВЛ), в той же час ФЖЕЛ і показники пневматотаксиметрії не змінені;

в) змішані порушення.

4). Оксигеметрія

Оксигеметрія - фотометричний метод безперервного вимірювання насичення крові киснем, який заснований на аналізі спектральних властивостей гемоглобіну. Оксигеметрія проводиться спеціальним приладом – оксигеметром. Він складається з датчика, закріплюваного на мочці вуха, і вимірювального елемента. Датчик містить фотоелемент і поєднаний з освітлювальною лампою, яка сприяє прогріванню шкіри і розширенню судин, а також пропускає через тканини вуха світло, яке сприймається фотоелементом і перетворюється в електричний струм. Зміни насичення крові киснем приводять до зміни кольору крові й інтенсивності світлового потоку, що пройшов через тканину вуха.



Рисунок 9.7. Пульсоксиметр

За допомогою методу оксигеметрії реєструють ступінь насичення крові киснем після довільної затримки дихання (СНз) і її відношення до початкового ступеня насичення (СНп), коли реципієнт дихав атмосферним повітрям (приймається в середньому за 95%). На підставі цих даних розраховують коефіцієнт використання кисню. В нормі величина КВК складає 0,25-0,30 у.о. Зниження цього показника свідчить про неекономічність використання кисню організмом реципієнта.

Насичення крові киснем залежить від різних впливів на організм (фізичне навантаження, вдихування гіпоксичних і гіпероксичних газових сумішей тощо). Основою оксигеметричного дослідження, артеріалізації крові в легенях є застосування інгаляції киснем. Після калібровки приладу відповідно еталонному фільтру приймач прикріплюють до краю вуха і чекають 10-15 хв., коли вухо добре розігріється і скрізь ділянку, що просвічується, протікає кров, відповідно насичена киснем.

Потім позначку оксигеметра встановлюють на одну з позначок шкали (зазвичай 90%), фіксують її положення і пропонують пацієнту дихати чистим киснем з кисневої подушки протягом 2-3 хв., а у разі безперервного відхилення стрілки прибору - до 5 хв. Завершують інгаляцію кількома глибокими вдихами, після чого пацієнт знову переключається на дихання повітрям. Підвищене насичення повертається до вихідного рівня.

Упродовж всього терміну обстеження через кожні 30 секунд фіксують показники прибору. Найважливіше значення мають два значення: 1) величина приросту насичення і 2) час повернення насичення до вихідного рівня. Під час проведення процедури необхідно враховувати, що оксигеметр є відносним приладом, він реєструє зміни насичення крові киснем, а не абсолютну його величину.

5). Методи газового аналізу

Оцінка кількості кисню і вуглекислого газу в артеріальній і венозній крові є досить цінним методом, який надає можливість скласти уявлення про різні види дихальної недостатності, яка, на жаль, є поширеним явищем не тільки

серед хворих людей, але й осіб, які систематично піддаються дії високих фізичних навантажень. Сьогодні існує достатня кількість сучасних методичних підходів до визначення газового складу крові із застосуванням відповідної апаратури. В нормі ступінь насичення артеріальної крові киснем складає близько 95%. При різних видах дихальної недостатності виникає так звана артеріальна гіпоксемія – недонасичення гемоглобіну артеріальної крові киснем через порушення газообміну в легенях або їх ураження. Тимчасова артеріальна гіпоксемія досить часто фіксується при гострих ураженнях дихального апарату (пневмонії, бронхіоліти тощо). У залежності від важкості несприятливих змін в дихальній системі ступінь насичення артеріальної крові киснем може знижуватися до 85-90%, а в деяких випадках до 60-70% і навіть 50%. У разі важких уражень легенів може розвиватися також артеріальна гіперкапнія – істотне підвищення змісту вуглекислого газу у крові, що призводить до виникнення газового ацидозу.

3. Функціональні проби системи зовнішнього дихання

Під час аналізу рівня функціонування будь-якої фізіологічної системи, застосування функціональних проб, тобто дослідження характеру реакції означеної системи на певну дію ззовні, має велике значення. Отримані результати надають досліднику змогу оцінити такі якості фізіологічної системи, як її лабільність або, навпаки, стійкість, норму реакції системи, потенційні можливості тощо. Система зовнішнього дихання в цьому відношенні не є виключенням і для оцінки її функціонального стану також розроблено немало функціональних проб.

А. Функціональні проби системи зовнішнього дихання з використанням ЖЕЛ:

1. Проба Розенталя. Ця проба використовується для оцінки витривалості дихальної мускулатури і дозволяє оцінити ступінь тренуваності апарату зовнішнього дихання. Проба полягає в п'ятикратному вимірюванні ЖЕЛ з інтервалом між вимірами 15 с. Реєструються ЖЕЛ_{max} і ЖЕЛ_{min}, а також

різниця між ними (Δ ЖЕЛ) в л або мл. Збільшення ЖЕЛ на 200 мл і більше свідчить про високий ступінь тренуваності дихальної системи і, навпаки, зниження ЖЕЛ на 200 мл і більше свідчить про зниження функціональних можливостей системи зовнішнього дихання. При зміні ЖЕЛ в межах \pm 300 мл виявляють задовільний стан системи зовнішнього дихання.

2. Проба Шафрановського (динамічна спірометрія). Проба полягає у визначенні ЖЕЛ до і після стандартного фізичного навантаження. В якості фізичного навантаження може бути використана будь-яка функціональна проба з фізичним навантаженням: трихвилинний біг на місці в темпі 180 крок / хв., (для жінок - двохвилинний біг); підйом на сходинку висотою 22,5 см протягом 6 хв. в темпі 16 кроків / хвилину. ЖЕЛ визначається в стані спокою і після навантаження. Збільшення ЖЕЛ після фізичного навантаження на 200 мл і більше свідчить про хороший функціональний стан системи зовнішнього дихання. Зменшення ЖЕЛ після фізичного навантаження на 200 мл і більше свідчить про незадовільний функціональний стан системи зовнішнього дихання. Різниця в показниках \pm 200 мл оцінюється як задовільний функціональний стан системи зовнішнього дихання.

Б. Функціональні проби системи зовнішнього дихання для визначення стійкості організму до гіпоксії:

Найбільш розповсюдженими є функціональні проби із затримкою дихання на вдиху (проба Штанге) і на видиху (проба Генчі). В обох випадках реєструється максимально можливий час затримки дихання (відповідно Твд. і Твид.). Означені проби дозволяють оцінити ступінь стійкості організму людини до змішаної гіперкапнії і гіпоксії, що відображає загальний стан киснезабезпечуючих систем; оцінити кисневе забезпечення організму і загальний рівень тренуваності людини.

Гіперкапнія - стан організму, викликаний підвищенням парціального тиску вуглекислого газу в артеріальній крові внаслідок фізичних навантажень (функціональна гіперкапнія), або в результаті вдихання повітряних сумішей з підвищеною концентрацією CO₂. Стан характеризується збільшенням

хвилинного об'єму легень і хвилинного обсягу крові, розширенням судин міокарда і головного мозку, підвищенням загальної активності організму. Тривала гіперкапнія, що не компенсується (знаходження в атмосфері з високим вмістом CO₂), може привести до зростання кислотності крові, вторинного спазму кровоносних судин, уповільнення серцевих скорочень.

Гіпоксія - стан «кисневого голодування», незалежно від його походження. Існує кілька форм гіпоксії. В межах нормального функціонування організму найчастіше зустрічається гіпоксічна гіпоксія - недостатній вміст кисню в артеріальній крові внаслідок функціонального навантаження, або дихання повітрям з пониженим вмістом кисню.

1. Проба Штанге. Проба проводиться в положенні сидячи. Досліджуваному після глибокого видиху пропонується зробити глибокий вдих і затримати дихання на максимальний час. Задля запобігання виходу певної частини повітря через ніс, застосовуються спеціальні гумові затиски. Результат затримки дихання фіксується секундоміром.

Оцінка проби: в нормі у дорослих нетренованих людей середні величини проби Штанге становлять: для чоловіків - 50-60 с, для жінок - 40-45 с; для дітей 7-11 років - 30-35 с, 12-15 років - 40-45 с, 16-17 років - 45-50 с. Підвищення абсолютних значень цих параметрів спостерігається при підвищенні тренованості апарату зовнішнього дихання, його стійкості до гіпоксії і гіпоксемії, що найбільш часто реєструється у людей, які систематично займаються фізичною культурою і спортом: для спортсменок - 45-55 с і більше, для спортсменів - 65-75 с і більше. При зниженні стійкості до гіпоксії тривалість затримки дихання на вдиху зменшується.

2. Проба Генчі. Реєструється тривалість затримки дихання після максимального видиху (при цьому ніс затискають пальцями).

Оцінка проби: в нормі у здорових людей час затримки дихання в середньому становить: 20-30 с (жінки), 30-40 с (чоловіки) (на 40-50% менше показників проби Штанге). Спортсмени здатні затримати дихання на 40-60 с і більше. При втомі час затримки дихання на видиху різко зменшується.

Довільна затримка дихання залежить від обміну речовин, окислювальних процесів, кисневої ємності крові, мобілізації дихання, кровообігу і вольових якостей.

3. Проба Серкіна. Проба Серкіна складається з 3-х фаз:

1 фаза - визначення часу затримки дихання на вдиху в положенні сидячи;

2 фаза - визначення часу затримки дихання на вдиху відразу після 20 присідань протягом 30 секунд;

3 фаза - визначення часу затримки дихання на вдиху в положенні сидячи через 1 хвилину відпочинку.

4. Проба з контрольною і максимальною паузами дихання за К.П. Бутейком.

Контрольна пауза (КП) - це час затримки дихання (с) після природного видиху до першого бажання вдихнути. За КП судять про чутливість дихального центру до гуморальних чинників.

Максимальна пауза (МП) - це максимальний час затримки дихання (с) після природного видиху.

Здоров'я людини визначається тим, як правильно вона дихає, тобто має поверхневу форму дихання, критеріями якої є: вміст CO₂ (у %) в альвеолярному повітрі, КП і МП. У абсолютно здорових людей CO₂ альвеолярного повітря повинно становити 6,5% , контрольна і максимальна паузи - відповідно 60 і 90 с. Хворі мають глибоке дихання і низькі показники альвеолярної вентиляції та затримки дихання.

Проби із затриманням дихання застосовують для оцінки не тільки функціональних резервів дихання, але й кровообігу. Проба із затримкою дихання проводиться з певною обережністю, особливо при порушенні мозкового кровообігу. При схильності до запаморочень голови така проба протипоказана.

4. Розрахункові методи визначення інтегральних показників системи зовнішнього дихання

Індекс гіпоксії (ІГ). Цей розрахунковий показник характеризує ступінь стійкості організму до дефіциту кисню. У функціональній діагностиці індекс гіпоксії набуває важливого значення у процесі обстеження фізкультурників і спортсменів, які виконують фізичні навантаження з великою кисневою заборгованістю.

В нормі у здорових нетренованих чоловіків значення ІГ складає 0,409-0,586 у.о., у жінок – 0,369-0,546 у.о. В осіб, які систематично займаються фізичною культурою і спортом, реєструються більш високі величини індексу гіпоксії: серед чоловіків - 0,609–0,786 у.о., серед жінок - 0,509–0,686 у.о.

Індекс Скібінської (ІС) характеризує не тільки потенційні можливості системи зовнішнього дихання, її стійкість до гіпоксії, але і, певною мірою, рівень узгодженості функціонування з системою кровообігу.

В нормі у здорових нетренованих чоловіків значення ІС складає 2500-3900 у.о., у жінок – 1500-2900 у.о. В осіб, які займаються фізичною культурою і спортом, спостерігаються більш високі величини індексу Скібінської: серед чоловіків – 3500-4900 у.о., серед жінок – 3000-4400 у.о.

Список використаної літератури

1. Медична та біологічна фізика: підручник для студ. Вищих мед. (фарм.) навч. Заклад. / [О.В. Чалий, Я.В. Цехмістер, Б.Т. Агапов та ін.]; за ред. Проф. Чалого. ----- Вид.2-ге. — Вінниця: Нова Книга, 2017. — 528 с. — ISBN 978-966-382-608-0
2. Медична та біологічна фізика: (навч. посіб. для студ. вищ. навч. закл. IV рівня акредитації) / [В. П. Марценюк та ін.] — Тернопіль: ТДМУ, 2012, 303 с. — ISBN 978-966-673-193-0
3. Медична фізика: Підручник. – Т. 1. Динамічні і статистичні моделі /Л.А.Булавін, Л.Г.Гречко, Л.Б.Лерман, А.В.Чалий; за ред. Л.А.Булавіна. – К: ВПЦ «Київський університет», 2011. – 478 с.
4. Медична фізика: Підручник. – Т. 2. Експеримент у медичній фізиці /Л.А.Булавін, О.Ю.Актан, Ю.Ф.Забашта та ін.; за ред. Л.А.Булавіна. – К: ВПЦ «Київський університет», 2011. – 312 с.
5. Тарновська А.В. Практикум з біофізики: навч. посіб.: [для студ. вищ. навч. закл.] / А.В. Тарновська, М.Б. Галан, Н.П. Головчак, М.В. Бура, Санагурський Д.І. // Львів: ЛНУ імені Івана Франка, 2011. – 182 с.
6. Електроніка та мікросхемо техніка: курс лекцій для студентів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної та заочної форм навчання спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / укладачі: Н. Г. Косуліна, М. О. Чорна; ДБТУ. – Харків: [б. в.], 2023. – 146 с.

Навчальне видання

МЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА ТА МОНІТОРИНГ

Конспект лекцій

КОСУЛІНА Наталія Геннадіївна
ЧОРНА Марія Олександрівна
СУХІН Віталій Володимирович

Формат 60x84/16. Гарнітура Times New Roman
Папір для цифрового друку. Друк ризографічний.

Ум. друк. арк. 4,3

Наклад 50 пр.

Державний біотехнологічний університет
61002, м. Харків, вул. Алчевських, 44