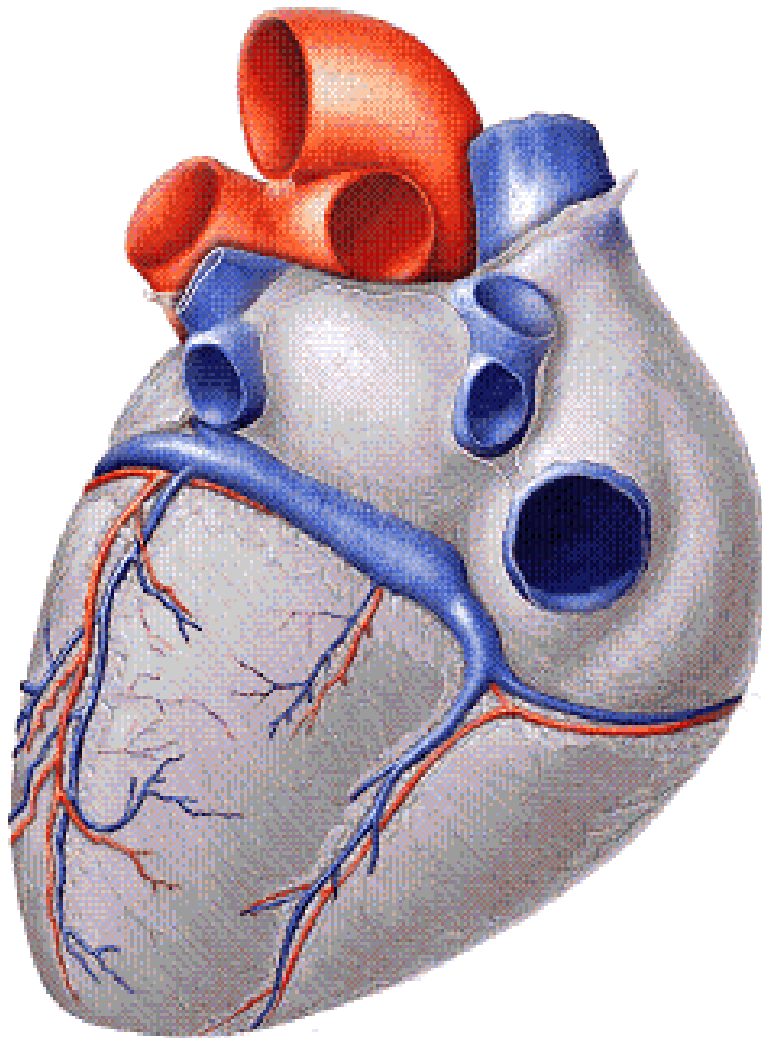


Є.Я. Швець
О.Ю. Небеснюк
З.А. Ніконова
А.О. Ніконова

БІОФІЗИКА



Міністерство освіти і науки України
Запорізька державна інженерна академія

БІОФІЗИКА

Рекомендовано

Міністерством освіти і науки України

як навчальний посібник

для студентів вищих навчальних закладів

Запоріжжя
2008

УДК 621.396

Є.Я. Швець, О.Ю. Небеснюк, З.А. Ніконова, А.О. Ніконова.
Біофізика. Навч. посібн. / Запоріжжя.- Видавництво ЗДІА, 2008. – 306 с.

Рецензенти:

Таланін І.Є. професор, доктор фізико-математичних наук, завідувач кафедри «Програмування та інформаційні технології» Гуманітарного університету (ЗІДМУ)

Погосов В.В. професор, доктор фізико-математичних наук Запорізького національного технічного університету (ЗНТУ)

Переверзєв А.В. професор, доктор технічних наук, проректор з наукової роботи Запорізького інституту економіки і інформаційних технологій

В посібнику розглянуто фізичні процеси, що відбуваються в живих організмах та вплив зовнішніх фізичних факторів на біологічні системи.

Посібник містить теоретичний матеріал з зазначеного курсу, лабораторні роботи, розрахунково-графічну та контрольну роботу, питання до тестового контролю та список літератури.

Запропоновані до виконання роботи дають змогу студентам засвоїти методи вимірювання фізичних параметрів живих організмів, оволодіти навичками роботи з сучасними комп'ютерними програмами, медичним обладнанням та математичним апаратом для розрахунку параметрів біоб'єктів.

Науково-методичний посібник призначено для студентів напрямку “Мікро- і наноелектроніка” денної та заочної форм навчання, які виконують лабораторні, розрахунково – графічні, контрольні роботи по курсу “Біофізика”.

Рекомендовано Міністерством освіти і науки України як навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів України. Гриф № 1.4/18-Г-780 від 21.05.2007 року.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ ДИСЦИПЛІНИ	8
МОДУЛЬНА СТРУКТУРА ДИСЦИПЛІНИ	10
МОДУЛЬ 1 БІОМЕХАНІКА, КОЛИВАННЯ, УЛЬТРАЗВУК	11
Тема I Деякі питання біомеханіки	11
1.1 Зчленування і важелі в опорно-руховому апараті людини.....	11
1.2 Механічна робота людини. Ергометрія.....	14
1.3 Перевантаження і невагомість	17
1.4 Вестибулярний апарат	23
1.4.1 Будова.....	24
1.4.2 Синдром захитування.....	27
1.4.3 Профілактика	28
1.4.4 Лікування та реабілітація.....	30
1.4.5 Хірургічне лікування.....	30
1.4.6 Вестибулярна адаптація.....	30
1.4.7 Лікарська терапія.....	31
1.4.8 Що з нами відбувається.....	32
1.4.9 Вестибулярний апарат як інерційна система орієнтації.....	33
Тема II Прикладні питання фізики (медична фізика)	37

2.1 Коливання, хвилі, звук.....	37
2.1.1 Використання звукових методів у діагностиці.....	48
2.1.2 Властивості ультразвукових хвиль	50
2.2 Повний опір тканин організму. Реографія.....	52
Тема III Гемодинаміка	55
3.1 Фізичні основи геодинаміки.....	55
ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ ПЕРШОГО МОДУЛЯ.....	70
РОЗРАХУНКОВО-ГРАФІЧНА РОБОТА	91
Перелік питань до тестового контролю 1 модуля.....	108
МОДУЛЬ 2 ДІАГНОСТИЧНІ ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ. ОПТИКА.	
МЕМБРАНИ	125
Тема IV Діагностичні електронні системи	
4.1 Медична електроніка	125
4.1.1 Діагностичні електронні системи.....	125
Тема V Оптика	
5.1 Геометрична оптика. Фотометрія. Фотоефект.....	145
5.1.1 Закони віддзеркалення	146
5.1.2 Закони заломлення.....	147
5.1.3 Лінзи.....	149

5.1.4 Мікроскоп	155
5.1.5 Оптична система ока	158
5.1.6 Недоліки оптичної системи ока і їх усунення	160
5.1.7 Фотометрія. Фотоефект.....	161
5.1.8 Фотоефект.....	164
5.2 Хвильова оптика.....	171
5.2.1 Дозволяюча здатність оптичних систем	179
5.2.2 Способи зменшення межі дозволу	183
5.2.3 Електронний мікроскоп	185
5.2.4 Поляризація світла	189
5.2.5 Властивості звичайного та незвичайного променів	192
5.2.6 Способи отримання поляризованого світла.....	194
Тема VI Мембрани	
6.1 Структурні основи функціонування мембран	199
6.2 Електрогенез біопотенціалів.....	209
6.3 Активно-збудливі середовища	217
6.4 Біофізика м'язового скорочення	226
ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ ДРУГОГО МОДУЛЯ.....	237
КОНТРОЛЬНА РОБОТА	272

Перелік контрольних питань до 2 модуля.....	290
Література.....	305

Біофізика – це область науки, що використовує комплекс теоретичних і експериментальних методів фізики та фізичної хімії для вивчення біологічних об'єктів. Оскільки жива матерія набагато складніша за неживу, не дивно, що для успішної роботи в різних областях біофізики – молекулярній біофізиці, біофізиці мембран, біофізиці складних систем – необхідні глибокі пізнання у фізиці та фізичній хімії, уміння використовувати математичний апарат і пізнання теорії інформації.

Шляхи в біофізику можуть і повинні бути різними. Так Пастер, перш ніж зайнятися мікроорганізмами, вивчав кристалічні решітки, Юнг, чиє ім'я пов'язано з явищем інтерференції і дослідженням пружності, був лікарем.

Завдання біофізики в пізнанні явищ життя. Вона заснована на загальних принципах фізики, а також вивчає атомно-молекулярну структуру речовин. Більшість процесів в живому організмі можна описати за допомогою фізичних процесів. Так, наприклад, кровообіг – гідродинаміка, дихання – аеродинаміка, робота серця – механіка, тепловіддача організму – термодинаміка, рух крові по судинах – закони коливання хвиль, випаровування – фазовий перехід першого роду, генерація біопотенціалів – теорія електрики і т.п. Більшість діагностичних показників стану організму теж мають фізичну природу. Наприклад, такий діагностичний показник, як тиск крові – це механічна величина, для її вимірювання використовують тонометр, а для вимірювання температури тіла застосовують термометр, робота якого заснована на фізичному явищі – розширенні рідини. Більшість терапевтичних методів заснована на застосуванні фізичних чинників: електричних і магнітних полів, імпульсних струмів, різного виду випромінювань.

Пінцети, електроди, протези, пов'язки – ці матеріали працюють в умовах зовнішнього середовища або усередині біологічної тканини. Щоб правильно застосовувати ці матеріали, необхідно знати їх фізичні властивості, тому вивчення біофізики невід'ємно пов'язане з вивченням фізичних принципів і законів. За таким планом і побудовано матеріал посібника.

АНОТАЦІЯ ДИСЦИПЛІНИ

Дисципліна “Біофізика” вивчає фізичні процеси, що відбуваються в біологічних системах та вплив зовнішніх фізичних факторів на живі організми.

Сучасні досягнення в медицині цілком мають тісний зв'язок з успішним розвитком медико-біологічних наук, та, в першу чергу, в галузі біологічної фізики. Стрімкий розвиток цієї науки сприяв розшифровці численних механізмів складних процесів життєдіяльності організму як в нормальному стані, так і в патологічному.

Найбільш прогресивні методи профілактики та лікування хвороб передбачають широке застосування біофізичних методів досліджень для їх діагностики, обґрунтування вибору лікувальних заходів та спостереження ефективності лікування.

Мета дисципліни – дослідження та аналіз фізичних процесів у біологічних системах.

Предмет – біологічні системи, які взаємодіють з різного роду фізичними факторами.

ПІСЛЯ ВИВЧЕННЯ ДИСЦИПЛІНИ СТУДЕНТ ЗОБОВ'ЯЗАНИЙ:

Знати:

- фізичні та фізико-хімічні процеси в живих організмах;
- методи вимірювання фізичних параметрів;
- фізику процесів, що відбуваються у біологічних системах;
- результати впливу фізичних факторів на живі системи.

Вміти:

- проводити аналіз структури біологічних систем;
- визначати та вимірювати фізичні параметри біологічних систем;
- моделювати взаємодію фізичних факторів з біологічними системами;
- користуватися навчальною та довідною літературою
- правильно використовувати медичні пристрої для діагностики та лікування;
- робити якісні, науково –обґрунтовані висновки та давати рекомендації щодо

впровадження отриманих оптимальних рішень у практичній діяльності.

Набуті студентами знання та навички з дисципліни "Біофізика" будуть необхідні їм при виконанні аналітичних досліджень під час виробничих, переддипломних практик, при написанні випускних кваліфікаційних (дипломних, магістерських) робіт, у подальшій професійній діяльності.

2. МОДУЛЬНА СТРУКТУРА ДИСЦИПЛІНИ

№ та назва модуля, (№ навчальних тижнів)	Тематика лекційних, практичних, лабораторних аудиторних занять та самостійної роботи	Денна форма навчання		Заочна форма навчання	
		Обсяг, год.	Вид модульного контролю і термін проведення (№ тижня)	Обсяг, год.	Вид модульного контролю і термін проведення (№ тижня)
Загальний обсяг (год./ кредити) дисципліни		72/2	ПК	72/2	ПК
Модуль1: Біомеханіка, коливання, ультразвук. Гемодинаміка	Загальний обсяг (год./ кредити), у тому числі	36/1	Т (4)	36/1	Т(4)
	Лекції: Питання біомеханіки. Коливання, хвилі, звук. Гемодинаміка	8		2	
	Лабор. заняття: л.р. № 1-3	8		-	
	Самостійна робота , у тому числі:	20		34	
	- підготовка до занять	6		16	
	- опрацювання розділів програми, які не висвітлюються на лекціях: 1. Електромагнітні поля та їх дія на біологічні тканини. 2. Рентгенівське випромінювання.	10		18	
	- виконання домашньої розрахунково-графічної роботи:	4		-	
Рейтингова оцінка 1-го модуля		до 50балів		до 50балів	
Модуль2: Діагностичні електронні системи. Оптика. Мембрани	Загальний обсяг (год. / кредити), у тому числі	36/1	Т(8)	36/1	Т(8)
	Лекції: Діагностичні електронні системи. Геометрична оптика. Фотометрія. Фотоефект. Хвильова оптика Структурні основи функціонування мембран.	8		2	
	Лабор. заняття: л.р. № 4-7	8		-	
	Самостійна робота , у тому числі:	20		34	
	- підготовка до занять	6		8	
	- опрацювання розділів програми, які не висвітлюються на лекціях: 3. Ядерний магнітний резонанс, електронний парамагнітний резонанс та їх медико-біологічне використання 4. Природа біологічних потенціалів 5. Лікувально - профілактичне застосування світла 6. Тепло та її лікувально – профілактична дія 7. Система одержання медико – біологічної інформації	11		13	
	- виконання домашньої контрольної роботи:	3		13	
Рейтингова оцінка 2-го модуля		до 50 балів		До50 балів	

МОДУЛЬ 1 БІОМЕХАНІКА, КОЛИВАННЯ, УЛЬТРАЗВУК

ТЕМА 1 ДЕЯКІ ПИТАННЯ БІОМЕХАНІКИ

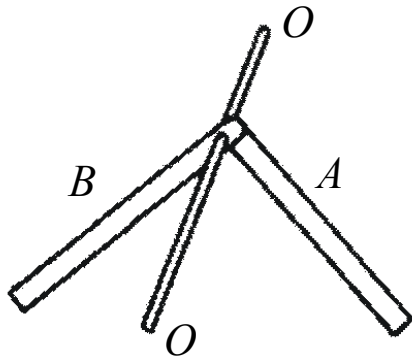
Біомеханікою називають розділ біофізики, в якому розглядаються механічні властивості живих тканин і органів, а також механічні явища, що відбуваються як з цілим організмом, так і з окремими органами. Кажучи стисло, біомеханіка - це механіка живих систем.

1.1 Зчленування і важелі в опорно-руховому апараті людини

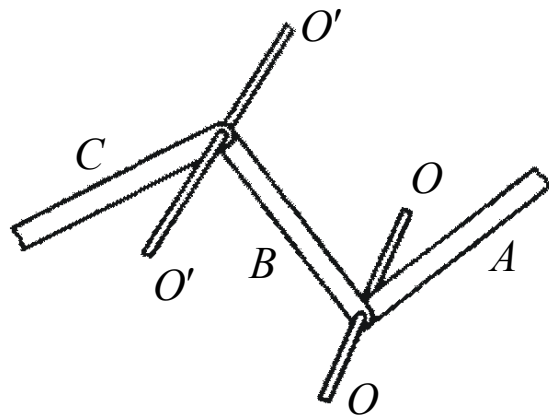
Рухомі частини механізмів звичайно сполучені з іншими рухомими або нерухомими частинами. Рухоме з'єднання декількох ланок утворює кінематичний зв'язок. Тіло людини - приклад кінематичного зв'язку.

Розглянемо систему з двох ланок А і В, сполучених віссю OO (мал. 1.1). Це одновісне дволанкове з'єднання. При нерухомій ланці В ланка А має одну міру свободи як тіло, що обертається навколо нерухомої вісі. Прикладами одновісного зчленування в організмі людини є плечоліктьове, надп'яткове і фалангове з'єднання. Вони допускають тільки можливість згинання і розгинання з однією мірою свободи. Збільшимо дволанкову систему на одну ланку з віссю, яка є паралельною вісі OO (мал. 1.2). При нерухомій ланці С всі точки ланки В володіють однією мірою свободи, у тому числі і вісь, яка може переміщатися по колу. Ланка ж А, обертаючись навколо, має ще один ступінь. Таким чином, в одноосній триланковій системі закріплена ланка не має свободи переміщення, друга ланка має одну міру свободи і третя - дві. Фаланги пальців сполучені суглобами, що представля-

ють одноосні з'єднання. Нігтьова фаланга має дві міри свободи відносно основний і один ступінь відносно середньої.



Малюнок 1.1-Дволанкове з'єднання



Малюнок 1.2-Триланкове з'єднання

Двовісне з'єднання допускає обертання ланок за двома взаємно перпендикулярним вісями. Воно має дві міри свободи обертання. Таке двовісне з'єднання здійснюється в організмі людини двома близько розташованими зчленуваннями: атлантопотиличним і епістрофоатлантовим. Перше зчленування має горизонтальну вісь, направлену від правого плеча до лівого. Воно здійснює обертання черепа вперед і назад. Епістроф, що є примикаючим до атланта шийним хребцем - має маленьку циліндрову шпильку, яка утворює з кільцем атланта одновісне циліндрове зчленування з вертикальною віссю. Це зчленування забезпечує обертання голови навколо вертикальної вісі.

Тривісне з'єднання здійснює обертання навколо трьох взаємно перпендикулярних вісей. Це з'єднання має три міри свободи обертання. Кульовий шарнір здійснений в тазостегновому суглобі людини. Зчленована западина тазу має фор-

му майже правильної півкулі. Відповідну форму має і головка стегнової кістки, що входить в западину (мал. 1.3).



Малюнок 1.3-Тазостегновий суглоб людини

Приєднання нових ланок збільшує кінематичну рухливість. Так, наприклад, череп завдяки деякій рухливості міжхребетних суглобів (правда, досить обмеженої) має всі шість мір свободи.

Опорно-рухова система людини, що складається із зчленованих між собою кісток скелета і м'язів, представляє, з погляду фізики, сукупність важелів, що утримують людину у рівновазі.

У анатомії розрізняють важелі сили, які мають вигреш у силі, але програші у переміщенні, та важелі швидкості, які, програючи у силі, виграють у швидкості переміщення. Хорошим прикладом важеля швидкості є нижня щелепа. Діюча сила здійснюється жувальним м'язом. Протидіюча сила - опір роздавлюваної їжі - діє на зуби. Плече діючої сили значно коротше, ніж у сил протидії, тому жувальний м'яз короткий і сильний. Коли треба розгризти що-небудь тверде, людина діє корінними зубами, при цьому зменшується плече сили опору.

Якщо розглядати скелет як сукупність окремих ланок, сполучених в один організм, то виясниться, що всі ці ланки у нормальному стані утворюють систему, що знаходиться у вкрай нестійкій рівновазі. Так, опора тулуба представлена кульовими поверхнями тазостегнового зчленування. Центр мас тулуба розташований вище опори, що при кульовій опорі створює нестійку рівновагу. Те ж відноситься до колінного з'єднання та до гомілковостопного. Всі ці ланки знаходяться в стані нестійкої рівноваги.

Центр маси тіла людини розташований у нормальному стані якраз на одній вертикалі з центрами тазостегнового, колінного та гомілковостопного зчленувань ноги, на 2-2,5 см нижче за мис крижів і на 4-5 см вище за тазостегнову вісь. Таким чином, це самий нестійкий стан нагромаджених ланок скелета. Якщо при цьому вся система тримається у рівновазі, то тільки завдяки постійній напрузі м'язів, що підтримують систему.

1.2 Механічна робота людини. Ергометрія

Механічна робота, яку здатна зробити людина протягом дня, залежить від багатьох чинників, тому важко вказати яку-небудь граничну величину. Це зауваження відноситься і до потужності. Так, при короткочасних зусиллях, людина може розвивати потужність близько декількох кіловат. Якщо спортсмен масою 70 кг підстрибує з місця так, що його центр маси піднімається на 1 м по відношенню до нормальної стійки, а фаза відштовхування триває 0,2 с, то він розвиває потужність близько 3,5 кВт.

При ходьбі людина здійснює роботу, оскільки при цьому енергія витрачається на періодичне невелике підняття тіла, на прискорення та уповільнення кінцівок, головним чином ніг.

Роботу, яка йде на зміну кінетичної енергії кінцівок, можна обчислити, використовуючи формулу

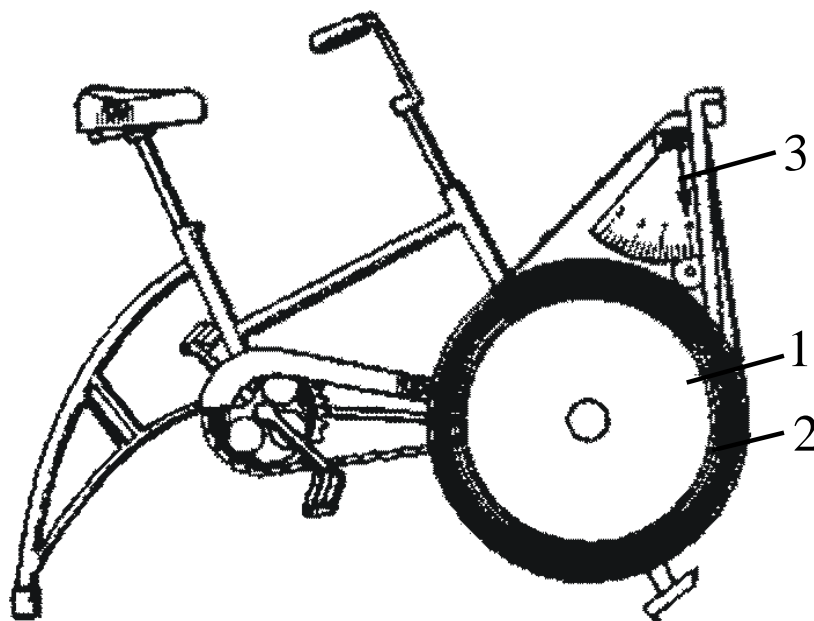
$$E_k = \sum_{i=1}^N \frac{m_i v_i^2}{2} = \sum_{i=1}^N \frac{m_i \omega^2 r_i^2}{2} = \frac{\omega^2}{2} \sum_{i=1}^N m_i r_i^2 = \frac{J \omega^2}{2}.$$

Людина масою 75 кг при ходьбі із швидкістю 5 км/год розвиває потужність близько 60 Вт. Із зростанням швидкості ця потужність швидко збільшується, досягаючи 200 Вт при швидкості 7 км/год. При їзді на велосипеді положення центру маси людини та прискорення ніг змінюються значно менше, чим при ходьбі, тому потужність, що витрачається при їзді на велосипеді, значно менша: 30 Вт при швидкості 9 км/год, 120 Вт при 18 км/год.

Робота обертається в нуль, якщо переміщення немає. Коли вантаж знаходиться на опорі, підставці, або підвішений на нитці, сила тяжіння не здійснює роботи. Проте кожному з нас знайома втома м'язів руки і плеча, якщо тримати нерухомо, на витягнутій руці, гирю чи гантель. Так само втомлюються м'язи спини і поперекової області, якщо сидячій людині помістити на спину вантаж. В обох випадках вантаж нерухомий і роботи немає. Втома ж свідчить про те, що м'язи здійснюють роботу. Таку роботу називають *статичною роботою м'язів*.

Статики (нерухомості) такої, як її розуміють у механіці, насправді немає. Відбуваються дуже дрібні, часто непомітні оку, скорочення та розслаблення, і при цьому здійснюється робота проти сил тяжіння. Таким чином, статична робота людини насправді є звичайною динамічною роботою. Для вимірювання роботи людини застосовують прилади, звані *ергометрами*. Відповідний розділ вимірювальної техніки називається *ергометрією*.

Прикладом ергометра служить гальмівний велосипед (велоергометр; мал. 1.4). Через обід колеса, що обертається, 1 перекинута сталева стрічка 2. Сила тертя між стрічкою та ободом колеса вимірюється динамометром 3. Вся робота витрачається на подолання сили тертя (рештою видів робіт нехтуємо). Помноживши довжину кола колеса на силу тертя, знайдемо роботу, що здійснюється при кожному оберті, а знаючи число оборотів і час випробування, визначимо повну роботу та середню потужність.



Малюнок 1.4-Ергометр

1.3 Перевантаження і невагомість

У звичайних умовах на людину діють сила тяжіння та сила реакції опори. За відсутності прискорення ці сили рівні і протилежно направлені. Такий стан природно для людини.

При прискореному русі системи можуть виникнути особливі стани, звані перевантаженнями і невагомістю.

Розглянемо деякі приклади.

Нехай людина знаходиться в кабіні ліфта (у ракеті), який піднімається вгору з прискоренням a (мал. 1.5). На людину діють сила тяжіння mg і сила реакції опори N . По другому закону Ньютона:

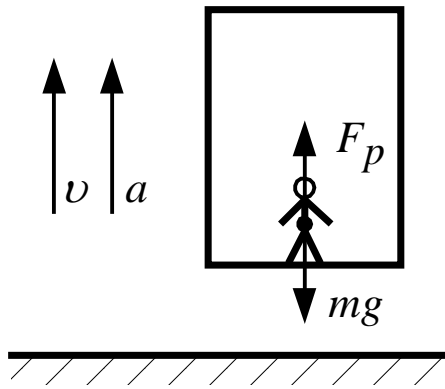
$$N + mg = ma,$$

або в скалярній формі, з урахуванням напрямку сил:

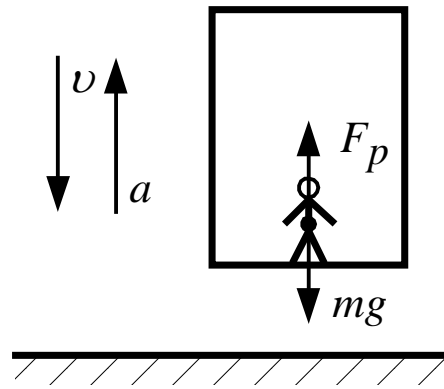
$$N - mg = ma \quad N = m \cdot (g + a). \quad (1.1)$$

В цьому випадку сила реакції опори більше сили тяжіння ($N > mg$) і виникають перевантаження. Так, якщо $a = g$, то $N = 2mg$ (двократне перевантаження), якщо $a = 2g$, то $N = 3mg$ (триразове перевантаження), і т.п. Перевантаження надається відношенням $\eta = \frac{N}{mg}$.

Інший приклад: людина знаходиться в кабіні ліфта (усередині космічного апарату, що спускається), який сповільнено, тобто з гальмуванням, опускається вниз (мал. 1.6). Напрями сил і прискорення відповідають попередньому прикладу, тому і в цьому випадку одержуємо формулу (1.1). Людина випробовує перевантаження.

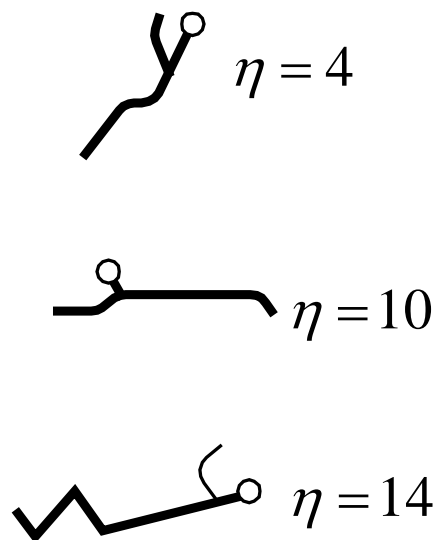


Малюнок 1.5-Перевантаження



Малюнок 1.6-Перевантаження

Перевантаження можуть робити істотний вплив на організм людини, оскільки в цих станах відбувається відтік крові, змінюється взаємний тиск внутрішніх органів один на одного, виникає їх деформація і т.п., тому людина здатна витримувати лише обмежені перевантаження. На мал. 1.7 схематично показані положення тіла і наведені відповідні значення перевантажень, які може, протягом принаймні декількох хвилин, виносити здоровий людський організм без яких-небудь серйозних порушень.



Малюнок 1.7- Положення тіла і відповідні значення перевантаження

У космічній медицині для тренування людей на перевантаження, а також при подібних експериментах на тваринах, використовуються великі центрифуги. У таких системах (мал. 1.8, а) можна умовно представити дві опори: горизонтальну, яка діє на тіло з силою, і вертикальну, яка повідомляє тілу доцентрове прискорення і рівна $m\omega^2 r$. Результируюча цих двох сил направлена під кутом α до горизонтальної площини і дорівнює:

$$F = \sqrt{(mg)^2 + (m\omega^2 r)^2} = m\sqrt{g^2 + \omega^4 r^2} \quad (1.2)$$

причому $\operatorname{tg}\alpha = \frac{mg}{m\omega^2 r} = \frac{g}{\omega^2 r}$.

В цьому випадку перевантаження визначається відношенням:

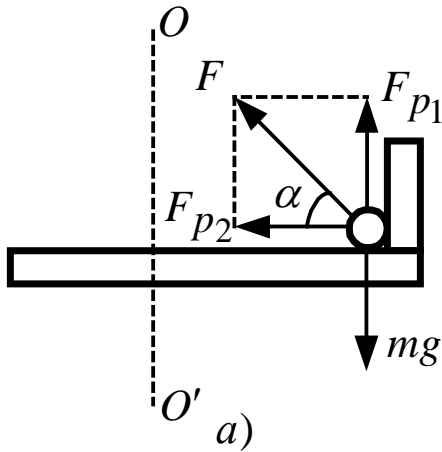
$$\eta = \frac{F}{mg} = \frac{m\sqrt{g^2 + \omega^4 r^2}}{mg} = \sqrt{1 + \frac{\omega^4 r^2}{g^2}}. \quad (1.3)$$

При $\omega^2 r > g$ з (1.3) маємо $\eta \approx \omega^2 r / g$, $F = m\omega^2 r$, а $\operatorname{tg}\alpha = 0$. Реакція опори в основному виступає як доцентрова сила.

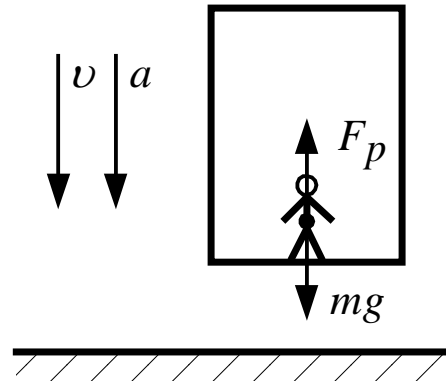
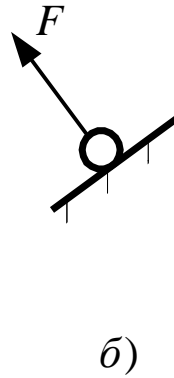
Практично можливо змінювати нахил крісла, в якому знаходиться випробуваний на центрифугі, та зробити так, щоб сила F була перпендикулярна опорі (мал. 1.8, б).

Якщо ліфт (або космічний корабель) прискорено рухається вниз (мал. 1.9) або сповільнено вгору, то:

$$mg - N = ma \text{ або } N = m(g - a). \quad (1.4)$$



Малюнок 1.8- Дія сил в центрифусі



Малюнок 1.9-Невагомість

Як видно, реакція опори менше сили тяжіння $N < mg$. Якщо $a = g$, то $N = 0$ - це стан невагомості, при якому діючі на систему зовнішні сили, не викликають взаємного тиску частинок системи один на одного.

Для біологічних об'єктів невагомість - незвичайний стан, хоч і в буденному житті зустрічаються короточасні періоди часткової невагомості: стрибки, гойдалки, початок руху вниз швидкісного ліфта і т.п.

Відсутність дії опори при невагомості приводить до загальної детренованості і, пов'язаного з цим, зниження працездатності, зменшується м'язова маса, відбувається демінералізація кісткової тканини. Тому космонавтам в умовах невагомості доводиться проводити спеціальні тренувальні фізичні вправи або носити особливі костюми, що утруднюють рух та дозволяють довантажувати роботу м'язів.

У звичайних умовах гідростатичний тиск ρgh крові у верхній частині тіла менший, ніж у нижній. У невагомості кров рівномірно розподіляється в організмі - це

означає, що верхня частина тіла переповнена кров'ю, у порівнянні зі звичайним станом, при цьому відчувається тяжкість у голові, з'являється набряклість обличчя.

Вестибулярний апарат (див. 1.4) на невагомість реагуватиме так, ніби відсутнє гравітаційне поле, тобто виникнуть вестибулярні розлади.

Розглянемо докладніше особливість руху тіла людини в умовах невагомості. Практичне освоєння людиною законів механіки відбувається з раннього дитинства: ми вчимося сидіти, стояти, ходити, бігати, здійснювати фізичні вправи, працювати, кататися на велосипеді і т.п. Все це було досягнуто нами в основному без теоретичних знань відповідних законів. Людина звикає до несвідомого здійснення механічних дій. Так, при штовханні ядра людина інстинктивно упирається ногою, щоб не впасти при "віддачі"; ударяючи молотком, робітник мимоволі напружує м'язи, перешкоджаючи обертанню корпусу, і т.п.

Парадоксально, але людина настільки звикає до законів механіки, що починає помічати їх прояв в особливих, рідкісних і малозвичних випадках.

До таких особливостей, і практично важливим проявам законів механіки, відноситься рухова діяльність людини в умовах невагомості, або, як прийнято говорити, в безопірному просторі. Неважко підрахувати, користуючись законом збереження імпульсу, коли людина масою 100 кг у стані невагомості кине тіло масою 0,1 кг зі швидкістю 3 м/с, сама починає рухатися в протилежну сторону зі швидкістю 0,3см/с. Якщо кидок зробити з розмахом руки, то тіло людини почне обертатися. Такий, в порівнянні із земними умовами, незвичайний прояв законів збереження імпульсу та моменту імпульсу. Зупинитися людина зможе, тільки вза-

ємодіючи з іншими тілами. Якщо людина в стані невагомості захоче зробити вправу "кут", яке достатньо чітко виконують гімнасти в звичайних умовах, то рух ніг викличе відповідно до закону збереження моменту імпульсу стрічне обертання корпусу (мал. 1.10). Поворот корпусу в умовах невагомості, у тому числі і при вільному падінні, здійснюється шляхом обертання кінцівок. Так, наприклад, конусоподібні обертальні рухи рукою над головою викличуть обертання корпусу навколо вісі симетрії (мал. 1.11).



Малюнок 1.10-Дії людини в невагомості



Малюнок 1.11- Дії людини в невагомості

Якщо в умовах невагомості людина закручуватиме гайку, то вона сама почне обертатися в протилежному напрямі.

В умовах невагомості діють ті ж відомі закони Ньютона, але через незвичність умов людина повинна "звикати" до рухів у невагомості. Різкі рухи головою, руками або ногами, відкидання яких-небудь предметів можуть істотно змінити рух тіла людини.

Такі умови враховуються космонавтами як при підготовці до космічних польотів, так і під час польоту. Перша людина планети, що вийшла у відкритий космос, О.О.Леонов пише у своїй книзі, що "... після деякої підготовки людина зможе навіть при безопірному "плаванні" в невагомості швидко і точно орієнтувати своє тіло в будь-якому напрямі виключно за рахунок м'язових зусиль, не вдаючись до допомоги технічних засобів". І далі: "Напевно у невагомості, за наявності самої незначної точки опори, можна виконувати будь-які роботи без помітних порушень координації рухів".

1.4 Вестибулярний апарат

Вестибулярний апарат розташований у внутрішньому вусі - така крихітна, але вельми непросто влаштована система. Остаточний її розвиток завершується до 10-12, а то і до 15 років. Вестибулярний апарат, треба погодитися, все ще недостатньо добре вивчений фахівцями, незвичайно чутливо реагує на гравітаційне поле Землі та силу земного тяжіння. З фізіологічної точки зору цей апарат - частина складного механізму, що дозволяє нам орієнтуватися у будь-якому тривимі-

рному, навіть в безопірному просторі, а також підтримувати рівновагу тіла. Дякуючи йому з закритими очима людина може достатньо точно визначити своє місцезнаходження.

Отже, вестибулярний апарат є органом рівноваги. Рецептори його подразнюються нахилом або рухом голови, при цьому виникають рефлекторні скорочення м'язів, що сприяють випрямлянню тіла та збереженню пози. За допомогою рецепторів вестибулярного апарату відбувається сприйняття положення голови в просторі, а також сприйняття руху тіла.

Руйнування півкруглих каналів викликає втрату відчуття рівноваги. Голуб після руйнування лабіринтів не може літати. Якщо у морської свинки шляхом закопування у вухо хлороформу вимкнути з одного боку лабіринт, вона починає кататися по столу, обертаючись навколо подовжньої вісі тіла.

У людини орієнтація у просторі здійснюється, крім органу рівноваги, за допомогою зору, пропріорецептивної та тактильної (шкіряної) чутливості. Так, тиск на підошви ніг, що сприймається тактильними рецепторами, свідчить про напрям дії сили земного тяжіння. У глухонімих вестибулярний апарат не функціонує. Нахил голови вони відчують за допомогою пропріорецепторів шиї.

1.4.1 Будова

Вестибулярний орган є однією з частин перетинкового лабіринту, утворюючого внутрішнє вухо, іншою його частиною є орган слуху. Перетинковий лабіринт заповнений однією рідиною - ендолімфою - і занурений в іншу - перилімфу. Вестибулярний орган складається з двох морфологічних субодиниць - статолитового

апарату і півкруглих каналів (передній і задній вертикальні і горизонтальний канали). В області статолитового апарату та в півкруглих каналах поблизу від так званих ампул (розширень у підставі півкруглих каналів), розташовано сенсорний епітелій, покритий желеподібною масою, що містить рецептори та складається, в основному, з мукополісахаридів. У макулах ця маса покриває сенсорні клітини і містить відкладення карбонату кальцію у формі невеликих кристалів. Завдяки наявності цих включень вона називається отолітовою мембраною. У півкруглих каналах желеподібна маса є листоподібною мембраною. Ця структура, купула, не містить кристалів.

У вестибулярному апараті є два морфологічно різних типу клітин, які, мабуть, не розрізняються між собою за фізіологічними властивостями. Обидва типи клітин мають субмікроскопічні волоски (вії) на вільній поверхні і тому називаються волосовими клітинами. За допомогою електронного мікроскопа можна розрізнити стереоцилії (по 60 - 80 на кожній клітці) і кіноцилії - по одній на кожній клітці. Рецептори - це вторинні сенсорні клітини: вони не володіють власними відростками, а іннервуються аферентними волокнами нейронів вестибулярного ганглія, що входять до складу вестибулярного нерва. На рецепторних клітинах закінчуються також еферентні нервові волокна. Аферентні волокна передають інформацію про рівень збудження периферичного органу в центральну нервову систему. Еферентні волокна змінюють чутливість рецепторів, проте значення цього впливу дотепер залишається не зовсім ясним.

Реєстрація активності одиночних аферентних волокон вестибулярного нерва показала відносно високу регулярну активність у спокої - розряди нейронів спо-

стерігалися і у відсутності зовнішніх стимулів. Якщо желеподібну масу експериментально переміщати по відношенню до сенсорного епітелію, фонові активність може збільшуватися або зменшуватися залежно від напрямку переміщення. Ці зміни відбуваються таким чином - оскільки вії занурені в желеподібну масу, при її русі вони відхиляються. Зрушення пучка вії є адекватним стимулом для рецептора. Коли таке зрушення направлене у бік кіноцилії, активується відповідне аферентне нервові волокно, підвищуючи інтенсивність своєї імпульсації. Якщо пучок рухається в протилежному напрямі, частота імпульсів знижується. Зрушення в перпендикулярному напрямі не викликає зміни активності. Інформація передається з рецепторної клітки в закінчення аферентного нерва за допомогою рецепторного потенціалу і не ідентифікованого поки медіатора.

Отолітова мембрана, що містить кристали кальциту, має істотно більшу питому вагу (2,2), ніж ендолімфа (приблизно 1), яка заповнює внутрішню порожнину сакулуса і утрикулуса. Якщо орган піддається дії лінійного прискорення, сила інерції, що діє на ендолімфу і отолітову мембрану, різна, оскільки різна їх щільність. Таким чином, весь отолітовий апарат дуже легко ковзає за інерцією по сенсорному епітелію. В результаті вії відхиляються і рецептор одержує адекватний стимул.

Макули постійно піддаються дії сили тяжіння. Коли голова знаходиться в нормальному положенні, макула утрикулуса розташована майже горизонтально, так що отолітова мембрана не прикладає зусилля зрушення до сенсорного епітелію. Коли голова нахилиється, макула утрикулуса виявляється розташованою під кутом і важка отолітова мембрана зісковзує на невелику відстань по сенсорному

епітелію, внаслідок чого вії згинаються і відбувається стимуляція рецептора. Залежно від напрямку нахилу частота імпульсації в аферентних волокнах збільшується або зменшується. Так само відбувається стимуляція макули сакулуса. Таким чином, при будь-якому положенні голови, кожна з отолітових мембран займає певне положення щодо сенсорного епітелію і організм одержує інформацію про положення голови в просторі.

1.4.2 Синдром захитування

На жаль, вестибулярний апарат, як і будь-який інший орган, уразливий. Ознакою неблагополуччя в ньому є синдром захитування. Він може служити проявом того або іншого захворювання вегетативної нервової системи або органів шлунково-кишкового тракту, запальних захворюваннях слухового апарату. В цьому випадку необхідно ретельно і наполегливо лікувати основне захворювання. У міру одужання, як правило, зникають і неприємні відчуття, що виникали під час поїздки на автобусі, в потягу або автомобілі.

Але іноді вколисує в транспорті і практично здорових людей. Деколи це приводить до справжніх трагедій. Відомі випадки, коли люди, що відправилися в далеку морську подорож, кінчали життя самогубством, доведені до відчаю захитуванням. Сумно закінчилася історія молоденької дівчини, що пристрасно мріяла стати танцівницею, але вимушена назавжди залишити навіть думки про балет. При виконанні деяких па, стрімких поворотів і численних обертань їй важко було утримати рівновагу, з'являлися неприємні симптоми захитування.

1.4.3 Профілактика

Що ж робити цілком здоровим людям при синдромі захитування? Треба гарненько пам'ятати, що у нетренованої людини, що веде малорухливий спосіб життя, в певний момент починає різко погіршуватися самопочуття, а погіршення стану всього організму приводить до дисфункції її вестибулярного апарату. І навпаки, загартована, практично завжди відчуває себе добре, навіть при підвищеній чутливості вестибулярного апарату менш хворобливо переносить захитування або не відчуває його взагалі.

Заняття спортом, фізкультурою розвивають певні групи м'язів та позитивно впливають на весь організм, зокрема і на вестибулярний апарат, тренуючи та укріплюючи його. Найбільш відповідні види спорту для людей, схильних до захитування, - аеробіка, біг підтюпцем, баскетбол, волейбол, футбол. Під час переміщень по майданчику або полю з різними швидкостями різко знижується збудливість вестибулярного апарату, відбувається процес його адаптації до навантажень, що допомагає людині позбавитися захитування.

Як тренувати вестибулярний апарат? Тренінг складається з наступних фізичних вправ:

- різні нахили і повороти голови; плавні її оберти від одного плеча до іншого; нахили, повороти, оберти тулуба в різні боки (ці вправи можна включити в комплекс ранкової зарядки або виконувати їх протягом дня; спочатку робити кожен рух 2-3 рази, поступово довести кількість повторень до 6-8 разів і більше, орієнтуючись на самопочуття і настрій під час занять);
- перекиди, гімнастичні вправи на турніку, колоді, з лонжею.

Не нехтувати і пасивним тренінгом: гойдання в гамаку, на гойдалці. Різні каруселі та атракціони також служать зміцненню вестибулярного апарату. Не треба позбавляти цих корисних розваг себе та відмовляти своїм дітям.

Величезне значення має і настрій, з яким ви відправляєтеся в дорогу. Самонавіяння до поїздки і під час її, аутотренінг, упевненість в тому, що все пройде добре, приємні спогади або мрії про майбутнє, в які ви можете зануритися, увійшовши до автобуса або сідаючи в електричку, зможуть позбавити вас від обтяжливого очікування нападу нудоти або неприємності, відігнати неприємні відчуття, що супроводжують синдром захитування.

До речі, збираючись в поїздку, не об'їдайтеся, переїдання неприпустимо для людей з чутливим вестибулярним апаратом, але не можна відправлятися у дорогу і на порожній шлунок.

Ще одна, чисто практична порада: завжди виходити з будинку раніше. У випадку, відчувши наближення нудоти, неприємності, запаморочення, слабкості (цих характерних симптомів синдрому заколисування, що особливо різко виявляються в тисняві і духоті), треба вийти з салону автобуса або вагону метро і неспішно пройти частину шляху пішки. Така передбачливість допоможе зняти нервову напругу, уникнути стресу, викликаного страхом очікування поїздки, а можливо, і самого захитування.

Нарешті, існує ще один шлях позбавлення від синдрому захитування - медикаментозний. Відправляючись в тривалу поїздку, захопити з собою аерон (або будь-який його аналог), який знижує чутливість вестибулярного апарату, але не зловживати цим засобом, інакше швидко розвинеться звичка, і пігулки вже не надава-

тимуть потрібного ефекту. Насьогодні медикаментів в аптеках великий вибір, так що, проконсультувавшись з фахівцем, можна підібрати препарат особисто.

1.4.4 Лікування і реабілітація

Лікування вестибулярних захворювань варіюється залежно від діагнозу. Не можна лікувати запаморочення, не визначивши причину запаморочення. Тільки після з'ясування причини здійснюється вибір стратегії лікування захворювання.

У легких випадках симптоми хвороби можуть зникнути самі собою, коли вестибулярний апарат або нервова система самі компенсують захворювання, або зникне провокуючий чинник. У серйозних випадках лікування може включати застосування ліків, дієт, спеціальних фізичних вправ або, у важких випадках, хірургічне втручання.

1.4.5 Хірургічне лікування

Хірургічне лікування показане при пухлинах головного мозку, якщо запаморочення обумовлене серйозною травмою голови. Оперативне лікування запаморочення є засобом глибокого резерву і застосовується в дуже малому відсотку випадків, коли симптоми настільки важкі, що є практично нестерпними, а ефект від інших видів лікування відсутній.

1.4.6 Вестибулярна адаптація

Мозок людини здібний до адаптації відносно патологічних імпульсів щодо вестибулярного апарату, при цьому відчуття запаморочення поступово притупляється і зникає. Отже необхідно вести звичайний, наскільки це можливо, спосіб життя, з метою забезпечення нормального функціонування адаптаційних механізмів.

мів. Розроблено спеціальні комплекси вправ (вестибулярне тренування), які допомагають розвинути здатність контролювати запаморочення.

1.4.7 Лікарська терапія

Коли запаморочення є таким, що само проходить (наприклад, при доброякісному позиційному запамороченні), лікарська терапія може бути використана в перші дні для полегшення стану в найбільш важкій фазі нападу. Метою застосування лікарських препаратів, при рецидивуючому запамороченні, є ослаблення вираженості симптомів, характерних для гострого нападу, та профілактичне лікування протягом тривалого часу.

Застосування протинудотних препаратів полягає, головним чином, у їх здатності усувати нудоту, що супроводжує важкі напади запаморочення. Лікувальний ефект при гострих запамороченнях пов'язаний, ймовірно, із загальною седативною дією, в умовах якої знижується здатність вестибулярного апарату аналізувати патологічні імпульси, що поступають з внутрішнього вуха.

Анксиолітики призначаються для короточасного придушення відчуття страху під час гострих нападів запаморочення, особливо при позиційному запамороченні. Вони не впливають на основну причину захворювання, що викликає запаморочення, але можуть надати короточасний ефект в плані кращої переносимості симптомів.

Діуретики часто використовуються при хворобі Мен'єра, оскільки, підсилюючи діурез і зменшуючи затримку рідини, вони знижують об'єм ендолімфи. Діуретики надають позитивний ефект в деяких випадках при короточасному за-

стосуванні, тоді як результати тривалого призначення свідчать про відсутність якого-небудь впливу на перебіг захворювання.

Бетагистин (Betaserc®) є препаратом, найбільш широко використовуваним для лікування рецидивуючого запаморочення. Він володіє доведеним ефектом відносно основних причин захворювання, викликаючи швидке і стабільне усунення запаморочення, а також перешкоджає виникненню нападів і розвитку запаморочення.

Бетагистин має відносно мало побічних ефектів, що робить його зручним для тривалої підтримуючої терапії. Він не викликає порушення нормальних адаптаційних процесів.

1.4.8 Що з нами відбувається

Виходить, що винні в хворобі ми самі. Захитує тоді, коли наш мозок неправильно "інформується" про навколишнє середовище. Щоб підтримувати організм в рівновазі, органи чуття постійно збирають дані про те, що нас оточує, і направляють їх у внутрішнє вухо; немов в комп'ютері, інформація там переробляється і посиляється в мозок. Якщо тіло багато разів змінює положення у просторі, вестибулярний апарат безперервно передає сигнали в головний мозок, а мозок негайно відповідає зміною тону м'язів шиї, рук, ніг і всього тулуба. Таким чином виникає так званий "сенсорний конфлікт"- це ціна приведення тіла в стан відносної рівноваги. Захитує всіх, але різною мірою. Особливо чутливих людей. Як говорять вчені, таких, приблизно, третина. Практично зовсім не захитує глухонімих. Хоча захитування і неминуче, його інтенсивність різна. Звичайно хитання з одного боку в

інший переноситься легше, ніж вертикальна, коли мотає вгору-вниз. Тому на морі захитує частіше, ніж, наприклад, в автобусі. В результаті на морську хворобу хворіють майже 90%, що вперше потрапили до моря. Повітряною хворобою страждають рідше. Проте, навіть 5% професійних льотчиків схильні до цієї недуги. Від вестибулярних порушень не завжди допомагають навіть інтенсивні наземні тренування.

Вестибулярний апарат - орган центральної нервової системи, що сприймає зміну положення голови і тіла в просторі і бере участь в забезпеченні збереження рівноваги. Рухи і положення голови щодо напрямку сили тяжіння фіксуються вестибулярним апаратом.

1.4.9 Вестибулярний апарат як інерційна система орієнтації

У звичайних умовах положення вільно підвішеного маятника вказує напрям сили тяжіння (мал. 1.12, а). Якщо маятник пов'язаний з прискорено рухомою системою відліку (неінерційна система відліку), то його положення залежить від прискорення системи (мал. 1.12, б). Як впливає з малюнка, за другим законом Ньютона:

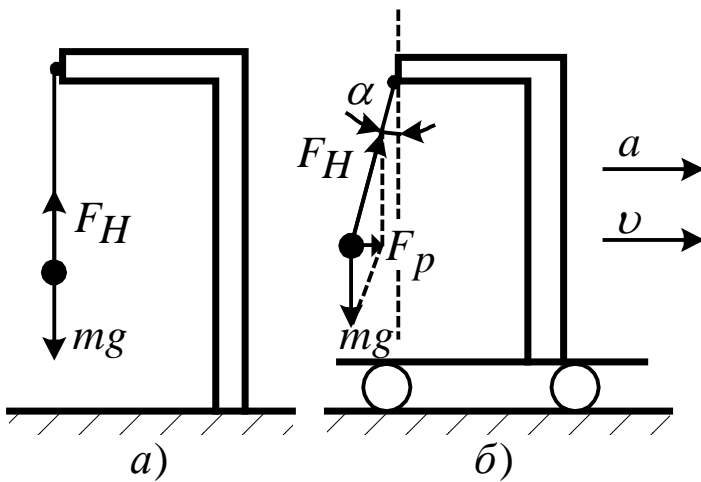
$$F_H + mg = F_p = ma,$$

де результуюча сила дорівнює:

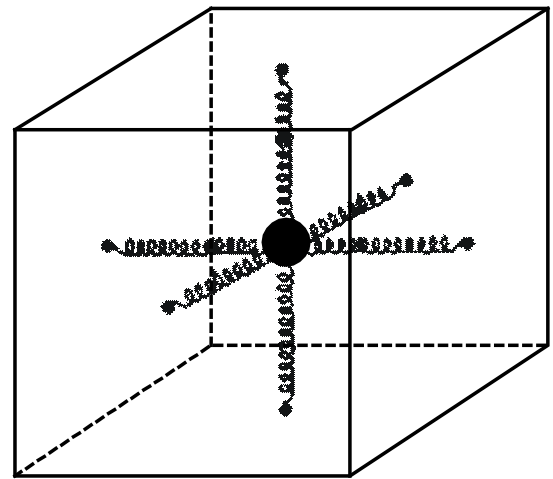
$$F_p = mg \cdot \operatorname{tg} \alpha \text{ або,}$$

звідки

$$a = g \cdot \operatorname{tg} \alpha . \quad (1.5)$$



Малюнок 1.12 –Положення маятника при звичайних умовах (а) та при прискоренні (б)



Малюнок 1.13-Пристрій для визначення прискорення системи

Отже, навіть простий математичний маятник може бути використаний для визначення модуля та напрямку прискорення системи.

Зручнішим індикатором прискорення системи є пристрій, зображений на мал. 1.13, - тіло відомої маси укріплене на шести пружинках. За деформацією пружин можна визначити значення і напрям сили, що діє на тіло, а звідси і прискорення системи, якщо врахувати прискорення вільного падіння. Такого роду індикатори використовуються в інерційній навігації, що одержала розвиток у зв'язку з рішенням космічних задач.

Насправді, якщо відоме прискорення системи, наприклад ракети, в кожний момент часу, можна знайти залежність швидкості від часу:

$$v = \int a dt . \tag{1.6}$$

Визначивши, можна знайти положення системи у будь-який момент:

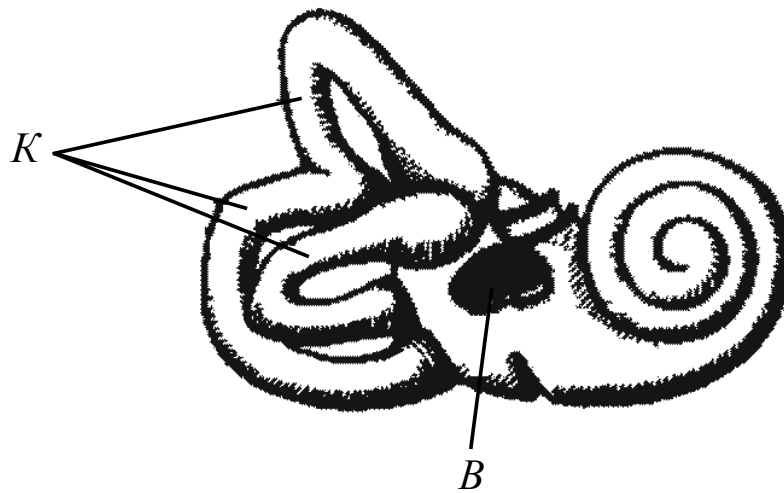
$$x = \int v_x dt \quad y = \int v_y dt, \quad z = \int v_z dt \tag{1.7}$$

Таким чином, можна без допомоги засобів, що знаходяться поза ракетою, автономно встановити її місцеположення, швидкість і прискорення у будь-який момент часу.

Відповідні пристрої називаються *інерційними системами орієнтації*.

У людському організмі є орган, який теж, за сутністю, є інерційною системою орієнтації - це вестибулярний апарат. Він складається з трьох взаємно перпендикулярних півкруглих каналів К і порожнини -В (мал. 12.14). На внутрішній поверхні стінок і в частині півкруглих каналів знаходяться групи чутливих нервових клітин, що мають вільні закінчення у формі волосків. Усередині півкруглих каналів є желеподібна маса (ендолімфа), що містить дрібні кристали фосфорнокислого і вуглекислого кальцію (отоліти). Прискорене переміщення голови викликає переміщення ендолімфи і отолітів, що сприймається нервовими клітинами (через волоски). Вестибулярний апарат, як і будь-яка інша фізична система, не відрізняє гравітаційну дію від дій, що виникають при прискореному русі системи.

Наш організм пристосувався до дії сили тяжіння; відповідну звичну інформацію клітини вестибулярного апарату повідомляють в мозок, тому стани невагомості і перевантажень сприймаються нами за допомогою вестибулярного апарату (і інших органів) як незвичайні стани, до яких необхідно пристосуватися.



Малюнок 1.14-Вестибулярний апарат

Якщо виявляється періодична дія на вестибулярний апарат людини, наприклад при хитанні корабля, то це може привести організм в особливий стан, званий *морською хворобою*.

ТЕМА 2 ПРИКЛАДНІ ПИТАННЯ ФІЗИКИ (МЕДИЧНА ФІЗИКА)

2.1 Коливання, хвилі, звук

З коливаннями ми зустрічаємося при вивченні самих різних фізичних явищ: звуку, світла, змінних струмів, радіохвиль, гойдань маятників і т.і. В організмі людини коливальний рух зустрічається досить часто - це зміна температури, тиску, змісту формених елементів крові і інших біологічних рідин, механічні зсуви серця, легенів, грудної клітки в процесі життєдіяльності організму, електричні коливання в органах і тканинах при їх збудженні і багато іншого. Характеристики перелічених коливань можуть реєструватися без втручання в діяльність організму. Але, оскільки вони безпосередньо пов'язані з фізіологічними процесами, що відбуваються в органах і тканинах, то їх використовують в діагностичних цілях. Крім того, на організм діють зовнішні чинники: вібрація, коливання температури і тиску навколишнього середовища, лікувальні дії, які необхідно враховувати при профілактиці, діагностиці та лікуванні. Виходячи з цього, лікарю необхідно знати основні параметри і поняття коливальних процесів.

Будь-які відхилення фізичного тіла або параметра його стану, в один, чи в інший бік від положення рівноваги називається коливальним рухом або просто коливанням..

Коливальний рух називається періодичним, якщо значення фізичних величин, що змінюються в процесі коливань, повторюються через рівні проміжки часу.

Не зважаючи на велику різноманітність коливальних процесів, як за фізичною природою, так і ступенем складності, всі вони відбуваються за деякими загальними закономірностями і можуть бути зведені до сукупності простих періодичних коливань - гармонійних.

Гармонійними називаються коливання, що здійснюються за законом \sin або \cos .

$$s = A \sin(\omega t + \varphi_0), \quad s = A \cos(\omega t + \varphi_0)$$

Вони здійснюються під дією квазіпружних сил, тобто сил, пропорційних зсуву:

$$F = -kx$$

Основними характеристиками коливань є:

Зсув (s) — це відстань відхилення системи, що коливається, в даний момент часу від положення рівноваги.

Амплітуда (A) — максимальний зсув.

Період (T) — час одного повного коливання.

Лінійна частота (ν) — це кількість коливань за одиницю часу, вимірюється в Гц,

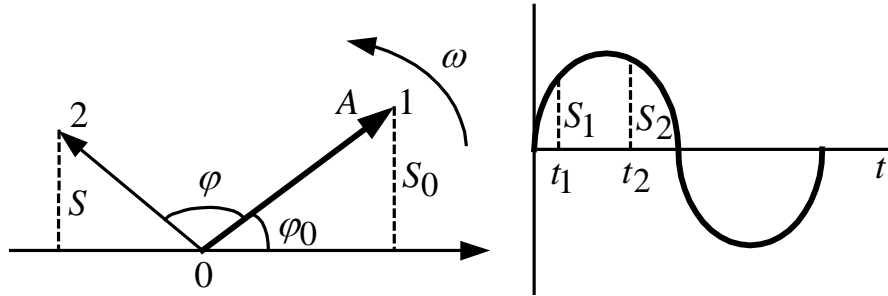
$$\nu = 1/T$$

Циклічна або кругова частота (ω). Вона пов'язана з лінійною частотою наступною залежністю: $\omega = 2\pi\nu$

Фаза коливання (φ) характеризує систему у стані коливання, в будь-який момент часу: $\varphi = \omega t + \varphi_0$, φ_0 — початкова фаза коливання.

Процес коливання можна представити графічно у вигляді розгорненої або векторної діаграми.

Розгорнена діаграма є графіком синусоїди або косинусоїди за якими можна визначити зсув системи у стані коливання в будь-який момент часу (мал. 2.1.).



Малюнок 2.1-Векторна діаграма Малюнок 2.2- Розгорнена діаграма

Спосіб представлення коливань за допомогою вектора амплітуди, що обертається, називається векторною діаграмою (мал. 2.2). Проведемо "опорну" вісь ОХ і побудуємо вектор А чисельно рівний амплітуді коливання, направлений із точки О під кутом φ_0 до опорної вісі, рівний початковій фазі. S_0 виражає зсув в початковий момент часу $t = 0$ (1). Обертатимемо вектор навколо вісі О, перпендикулярної до площини креслення, з кутовою швидкістю, проти годинникової стрілки. За проміжок часу t вектор амплітуди обернеться на кут $\varphi = \omega t$ (2), а його проекція на опорну лінію буде визначена як $s = A \cos(\omega t + \varphi_0)$. За час, рівний періоду коливань, вектор обернеться на кут, а проекція його кінця зробить одне повне коливання біля положення рівноваги О. Отже, вектор амплітуди, що обертається, повністю характеризує коливальний рух у будь-який момент часу.

Більшість коливальних процесів у біології та медицині є не гармонійними, а складними. Проте, будь-яке складне коливання можна представити у вигляді суми

гармонійних. Це положення визначає спеціальний метод діагностики — спектральний аналіз.

Складне коливання являє собою сукупність гармонійних складових, яке називається гармонійним спектром цього коливання.

Результуючий зсув тіла, що бере участь у декількох коливальних рухах, визначається як геометрична сума незалежних зсувів, яких воно набуває, беручи участь у кожному з складових коливань. При складанні гармонійних коливань результуюче коливання визначатиметься частотою, амплітудою, фазою і напрямом складових коливань.

Беручи участь у двох гармонійних коливаннях, що відбуваються в одному напрямку з однаковою частотою, тіло здійснює гармонійне коливання у тому ж напрямку з тією ж частотою, що і складові коливання.

Якщо складові коливання мають однакові напрями, але різні частоти, то результуюче коливання не гармонійне, але періодичне, з частотою найменшої з складових.

Якщо точка бере участь у двох коливаннях однакової частоти, напрями яких перпендикулярні, то траєкторія точки, коливання, є еліпсом, форма якого залежить від співвідношення амплітуд складових коливань.

Якщо частоти складових перпендикулярних коливань не співпадають, то траєкторії результуючого руху є складними петлеподібними кривими, які називають фігурами Ліссажу.

Коливання розподіляються на наступні основні види:

Вільні — це ідеальні коливання, які не існують у природі, але допомагають зрозуміти суть інших видів коливань та визначити властивості реальної коливальної системи. Вони здійснюються з власною частотою, яка залежить тільки від властивостей коливальної системи. Власну частоту і період позначатимемо ν_0 і T_0 .

Затухаючі — це коливання, амплітуда яких з часом зменшується, а частота не змінюється і близька до власної. Енергія в систему подається один раз. Зменшення амплітуди за одиницю часу характеризується коефіцієнтом згасання $\beta = r/2m$, де r — коефіцієнт тертя, m — маса коливальної системи. Зменшення амплітуди за період характеризується логарифмічним декрементом згасання $\delta = \beta T$. Логарифмічний декремент згасання — це логарифм відношення двох сусідніх амплітуд: $\delta = \lg(A_t / A_{t+T})$.

Вимушені — це коливання, які здійснюються під дією зовнішньої сили, що періодично змінюється. Вони здійснюються з частотою змушуючої сили. Явище різкого збільшення амплітуди коливань при наближенні частоти змушуючої сили до власної частоти системи називається резонансом. Це збільшення залежатиме від амплітуди змушуючої сили, маси системи та коефіцієнта згасання.

Автоколиваннями називаються незгасаючі коливання, що існують у якій-небудь системі за відсутності змінної зовнішньої дії, а самі системи — автоколивальними. Амплітуда і частота автоколивань залежать від властивостей самої автоколивальної системи. Автоколивальна система складається з трьох основних елементів: 1) власне коливальна система; 2) джерело енергії; 3) механізм зворотнього зв'язку. Яскравим прикладом такої системи в біології є серце.

Визначимо енергію тіла масою m , що здійснює вільні гармонійні коливання з амплітудою A і циклічною частотою ω .

$$s = A \cdot \sin \omega t$$

Повна енергія складається з потенційної і кінетичної енергії:

$$W = W_n + W_k$$

$$W_n = \frac{ks^2}{2} = \frac{kA^2}{2} \sin^2 \omega t, \quad \text{де } k = m \cdot \omega^2$$

$$W = \frac{m \mathcal{G}^2}{2}, \text{ враховуючи, що } \mathcal{G} = \frac{ds}{dt} = A \omega \cos \omega t,$$

$$\text{одержимо } W_k = \frac{m \omega^2 A^2}{2} \cos^2 \omega t.$$

Тоді повна енергія:

$$W = \frac{m \omega^2 A^2}{2} (\sin^2 \omega t + \cos^2 \omega t) = \frac{m \omega^2 A^2}{2}$$

Таким чином, повна енергія коливання тіла, прямо пропорційна масі, квадрату амплітуди, квадрату циклічної частоти і не залежить від часу.

Виникнення коливань у якій-небудь точці простору не є локальним процесом. Вони передаються іншим ділянкам, якщо між ними є механічний, електричний або інший зв'язок.

Процес розповсюдження коливань у просторі називається хвильовим рухом або просто хвилею.

Відомі два види хвиль: механічні і електромагнітні. Механічні хвилі розповсюджуються тільки в пружних середовищах.

Механічні хвилі діляться на два види: поперечні і подовжні.

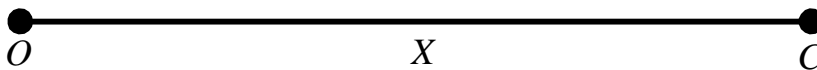
Якщо коливання частинок здійснюються перпендикулярно напрямку розповсюдження хвилі, то вона називається поперечною.

Якщо, коливання частинок співпадають з напрямом розповсюдження хвилі, то вона називається подовжньою.

Розглянемо основні характеристики хвильового руху. До них відносяться:

1. Всі параметри коливального процесу ($s, A, \nu, \omega, \varphi, T$).
2. Додаткові параметри, що характеризують тільки хвильовий рух:
 - а) **Фазова швидкість** (\mathcal{V}) — це швидкість, з якою коливання розповсюджуються в просторі.
 - б) **Довжина хвилі** (λ) — це найменша відстань між двома частинками хвильового простору, що коливаються в однакових фазах або відстань, на яку розповсюджується хвиля за час одного періоду.

Характеристики зв'язані між собою: $\lambda = \nu \cdot T$, $\lambda = \nu/\nu$



Коливальний рух будь-якої частинки хвильового простору визначається рівнянням хвилі. Нехай в точці O коливання здійснюються згідно з законом:

$$S = A \cdot \sin \omega t$$

Тоді в довільній точці C закон коливань:

$$s_C = \sin \omega(t - \Delta t), \text{ де}$$

$$\Delta t = \frac{x}{g} = \frac{x}{\lambda \nu}, \quad x_c = A \sin\left(2\pi \nu t - \frac{2\pi \nu x}{\lambda}\right),$$

$s = A \cdot \sin(\omega t - 2\pi x/\lambda)$ — це рівняння хвилі. Воно визначає закон коливання у будь-якій точці хвильового простору. $2\pi x/\lambda = \varphi_0$ називається початковою фазою коливання в довільній точці простору.

3. Енергетичні характеристики хвилі:

а. Енергія коливання однієї частинки:

$$W = \frac{m\omega^2 A^2}{2}$$

б. Енергія коливання всіх частинок, що містяться в одиниці об'єму хвильового простору, називається **об'ємною щільністю енергії**:

$$\varepsilon = \frac{W_0}{V},$$

де $W_0 = \varepsilon V$ є повна енергія всіх частинок, що коливаються, у будь-якому об'ємі.

Якщо n_0 - концентрація частинок, то $\varepsilon = n_0 W = n_0 m \omega^2 A^2 / 2$, але $n_0 m = \rho$, тоді

$$\varepsilon = \frac{\rho \omega^2 A^2}{2}$$

Енергія коливання постійно передається іншим частинкам за напрямом розповсюдження хвилі.

Величина, чисельно рівна середньому значенню енергії, що переноситься хвилею в одиницю часу через деяку поверхню перпендикулярну напрямку розповсюдження хвилі, називається потоком енергії через цю поверхню.

$$P_s = \frac{W_0}{t} \quad (\text{Вт})$$

Потік енергії, що припадає на одиницю поверхні, називається щільністю потоку енергії або інтенсивністю хвилі.

$$J = \frac{P_s}{S} = \frac{W_0}{st}; \left(\frac{Вт}{м^2} \right)$$

Окремим випадком механічних хвиль є звукові хвилі:

Звуковими хвилями називаються коливання частинок, що розповсюджуються в пружних середовищах у вигляді подовжніх хвиль з частотою від 16 до 20000 Гц.

Для звукових хвиль справедливі ті ж характеристики, що і для будь-якого хвильового процесу, проте є і деяка специфіка.

1. Інтенсивність звукової хвилі називають силою звуку.

$$J = \frac{P_s}{s} \left(\frac{Вт}{м^2} \right)$$

Для цієї величини прийняті спеціальні одиниці вимірювання — Бели (Б) і децибели (дцБ). Шкала сили звуку, виражена Б або дцБ, називається логарифмічною.

Для перекладу з системи СІ в логарифмічну шкалу використовується наступна формула:

$$J(\zeta) = Lg \frac{J}{J_0},$$

де $J_0 = 10^{-12}$ Вт/м² — деяка порогова інтенсивність.

Приклад: Нехай $J = 10^{-9}$ Вт/м², тоді $J(Б) = Lg 10^{-9} / 10^{-12} = 3Б = 30дцБ$.

Для опису звукових хвиль використовується величина, яка називається **звуковим тиском**.

Звуковим або акустичним тиском називається додатковий тиск (надмірний над середнім тиском навколишнього середовища) в місцях найбільшого згущення частинок в звуковій хвилі.

У системі СІ воно вимірюється в Па, а позасистемною одиницею є 1 акустичний бар = 10^{-1} Па.

3. Важливе значення має так само форма коливань частинок у звуковій хвилі, яка визначається гармонійним спектром звукових коливань ($\Delta \nu$).

Всі перелічені фізичні характеристики звуку називаються **об'єктивними**, тобто не залежать від нашого сприйняття. Вони визначаються за допомогою фізичних приладів.

Наш слуховий апарат здатний диференціювати (розрізняти) звуки за **висотою тону, тембром та гучністю**. Ці характеристики слухового відчуття називаються суб'єктивними. Зміна у сприйнятті звуку на слух завжди пов'язана зі зміною фізичних параметрів звукової хвилі.

Висота тону визначається головним чином частотою коливань у звуковій хвилі і дещо залежить від сили звуку. Чим більша частота, тим вище тон звуку. У цьому відношенні діапазон звуків, що сприймаються слуховим апаратом, ділиться на октави: 1 — (16—32) Гц; 2 — (32—64) Гц; 3 — (64—128) Гц; і т.п., всього 10 октав.

*Якщо коливання частинок у звуковій хвилі гармонійні, то такий тон звуку називається **простим** або **чистим**. Такі звуки дають камертон і звуковий генератор.*

*Якщо коливання не гармонійні, але періодичні, то такий тон звуку називається **складним**. (Приклад: одна нота на роялі).*

*Якщо складні звукові коливання не періодично міняють свою інтенсивність, частоту і фазу, то такий звук прийнято називати **шумом**.*

Складні тони однієї і тієї ж висоти, в яких форма коливань різна, по-різному сприймаються людиною (наприклад, одна і та ж нота на різних музичних інструментах). Ця відмінність у сприйнятті носить назву **тембру** звуку. Він визначається спектром частот гармонійних коливань, з яких складається складний звук.

Гучність сприйняття звуку залежить головним чином від сили звуку і частоти. Ця залежність визначається психофізичним законом Вебера-Фехнера:

При зростанні сили звуку в геометричній прогресії (J, J^2, J^3, \dots) відчуття гучності на одній і тій же частоті збільшується в арифметичній прогресії ($E, 2E, 3E, \dots$).

$$E = kLg \frac{J}{J_0},$$

де k — коефіцієнт, залежний від частоти звуку. Гучність вимірюється також як і сила звуку в Белах (Б) і децибелах (дцБ). ДцБ гучності називається **фоном** (Ф) на відміну від дцБ сили звуку.

Умовно вважають, що для частоти 1000 Гц, шкали гучності і сили звуку повністю співпадають, тобто $k = 1$.

Гучність на інших частотах можна визначити, порівнюючи досліджуваний звук з гучністю звуку на частоті 1000 Гц. Для певного методу користуються кривими рівної гучності, побудованими на підставі середніх даних, які були одержані у людей з нормальним слухом при вимірюваннях.

2.1.1 Використання звукових методів у діагностиці

1. **Аудиометрія** — метод вимірювання гостроти слуху за сприйняттям стандартизованих по частоті та інтенсивності звуків.

а) Дослідження органів слуху за допомогою аудіометра—генератора, в якому плавно або дискретно міняються частота і інтенсивність звуку. За даними дослідження будується графік залежності сили звуку від частоти (криві рівної гучності). Найчастіше використовується поріг чутності — мінімальна інтенсивність, при якій чуто звук на заданій частоті. Цю криву, визначивши у конкретного пацієнта, порівнюють з середньостатистичною для багатьох здорових людей.

б) Дослідження слуху за допомогою камертонів.

в) Дослідження цими методами за повітряною та кістковою провідностями.

г) Дослідження шепітною мовою.

д) Дослідження за допомогою звуків, відтворених магнітофоном.

е) Вивчення реакції на звук по ЕЕГ.

Аускультация — вислуховування звуків, що виникають при роботі різних органів (серця, легенів, кровоносних судин і ін.) в нормі і при патології з діагностичною метою. Для цього використовуються стетоскоп, фонендоскоп, мікрофон, магнітофон. У клінічній практиці широко використовується фонокардіографія (ФКГ) — графічна реєстрація тонів і шумів серця.

Перкусія — вислуховування звучання окремих частин тіла при їх простукуванні. При ударі об поверхню тіла виникає звукова хвиля, гармонійний спектр якої має широкий діапазон. У внутрішньотканинних порожнинах виникають резонансні явища, які змінюють тембр і гучність звучання залежно від розмірів і положення цих порожнин. Досвідчений лікар за зміною звучання визначає стан обстежуваного органу (запалення в м'яких тканинах, тріщини і переломи в твердих тканинах і т.і.).

Насьогодні у практичній охороні здоров'я набули широкого поширення ультразвукові методи дослідження.

Ультразвук — це процес розповсюдження коливань у пружному середовищі у вигляді подовжніх хвиль з частотою понад 20 кГц.

Ультразвук одержують за допомогою спеціальних апаратів, заснованих на явищах магнітострикції — при низьких частотах і зворотньому п'єзоелектричному ефекті — при високих частотах.

Магнітострикція — це зміна подовжніх розмірів феромагнітного стрижня під дією високочастотного (20—100 кГц) магнітного поля.

Амплітуда коливань, a , отже, і сила звуку визначаються напругою і розмірами стрижня (явище резонансу). При підключенні змінної напруги до котушки торцеві площини стрижня коливаються з частотою змінної напруги.

Зворотній п'єзоелектричний ефект полягає в зміні розмірів п'єзодіелектрика під дією високочастотного (понад 100 кГц) електричного поля.
Закономірності випромінювання ті ж, що і при магнітострикції.

2.1.2 Властивості ультразвукових хвиль

1. Ультразвук активно поглинається повітряним середовищем. На відстані 12 см інтенсивність ультразвукової хвилі в повітрі зменшується у 10 разів (у воді відстань більше майже в 3000 разів).
2. Швидкість розповсюдження ультразвуку залежить як від середовища, в якому він розповсюджується, так і від стану цього середовища (температури, тиску, вологості і ін.). Наприклад, у повітрі $\varrho = 330\text{ м/с}$, у воді і м'яких тканинах $\varrho = 1500\text{ м/с}$, в кісткових тканинах ν близько 3370 м/с.
3. Ультразвук активно відбивається від межі розділу середовищ з різним акустичним опором. Так на межі вода — повітря відбивається більше 90% ультразвукової енергії.
4. Ультразвукова хвиля володіє достатньо великою енергією, яка залежить від частоти, тому при розповсюдженні ультразвуку в різних середовищах можуть спостерігатися механічні руйнування і значний тепловий ефект.
5. Розповсюдження ультразвуку в рідинах і газах супроводжується такими явищами як осадження суспензій, коагуляція аерозолів, каталіз хімічних реакцій,

кавітація.

Кавітація — це виникнення і схлопування мікробульбашок в місцях максимального тиску ультразвукових стоячих хвиль. У рідинах явище кавітації супроводжується так само слабким свіченням, хемілюмінесценцією, посиленням розчинності газів і ін.

Перелічені вище властивості ультразвукових хвиль і лягли в основу використання ультразвуку у медицині.

Так сильне поглинання ультразвуку у повітрі робить його практично нешкідливим для обслуговуючого персоналу. Проте для дії на хворого необхідно виключити повітряний прошарок між випромінювачем і тілом. Це досягається використанням звукопровідних паст.

Відмінність у швидкості розповсюдження і активне віддзеркалення від межі розділу двох середовищ використовується у методах ультразвукової діагностики внутрішніх органів, таких як ехолокація, УЗО, а також у молекулярній акустиці для дослідження молекулярної структури тканин.

Значна енергія, яку несуть ультразвукові хвилі, використовується у хірургії для руйнування злоякісних утворень, свердлення зубів, різки та зварки кісток, для знищення вірусів, бактерій, грибків.

При малих інтенсивностях ультразвук підвищує проникність клітинних мембран, підсилює процеси тканинного обміну, викликає сприятливі структурні перебудови у тканинах, що використовується в ультразвуковій терапії.

Осадження суспензій, коагуляція аерозолів, каталіз під дією ультразвуку використовуються у фармакопеї.

Механізм розміну ультразвукової енергії дотепер не з'ясований, проте такі процеси як сонолюмінесценція, хемолюмінесценція можуть служити діагностичним засобом для дослідження біологічних тканин на субмолекулярному та субатомному рівнях.

2.2 Повний опір тканин організму. Реографія.

Тканини організму проводять постійний і змінний струми. В організмі немає таких систем, які були б подібні котушкам індуктивності, тому індуктивність його близька до нуля. Біологічні мембрани і, отже, весь організм мають ємнісні властивості, у зв'язку з цим імпеданс тканин організму визначається тільки омичними та ємнісними опорами. Наявність у біологічних системах ємнісних елементів, підтверджується тим, що сила струму випереджає за фазою прикладену напругу. Наведемо деякі значення кута зміщення фаз, одержані при частоті 1 кГц для різних біологічних об'єктів

Таблиця 2.1 - Значення кута зміщення фаз для різних об'єктів

Біологічний об'єкт	φ, град
Шкіра людини, жаби	55
Нерв жаби	64
М'язи кролика	65

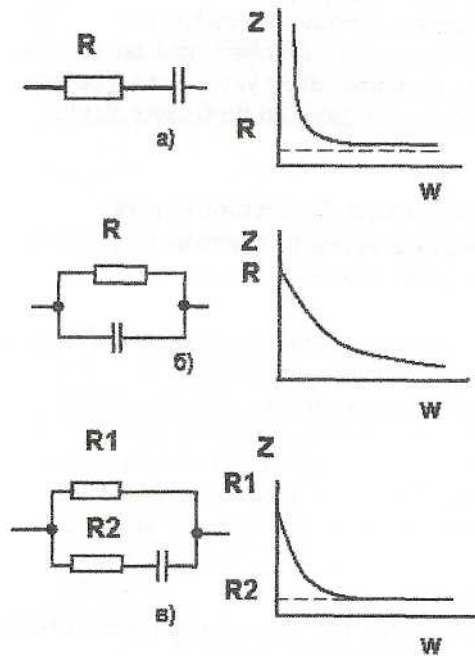
Омічні і ємнісні властивості біологічних тканин можна моделювати, використовуючи еквівалентні електричні схеми. Розглянемо деякі з них.

Повний опір можна визначити за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + [L\omega - (1/C\omega)]^2} = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}$$

Тоді повний опір тканин організму або імпеданс визначається як:

$$Z = \sqrt{R^2 + (1/C\omega)^2}$$



З графіка видно, що схема має суперечність з експериментом при $Z \rightarrow \infty$.

Виходить, що опір при постійному струмі нескінченно великий, а це суперечить даним.

Схема (б) має розбіжність з експериментом при $\omega \rightarrow \infty$. Насправді, при великих частотах, біохімічні тканини все ж таки володіють опором.

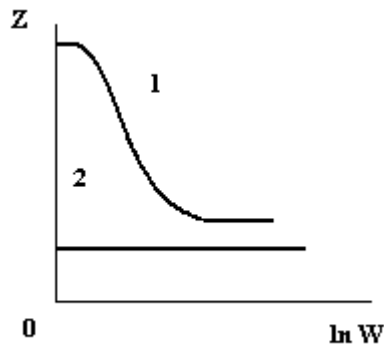
Найбільш вдала схема (в), що поєднує перші дві моделі. При $\omega \rightarrow \infty$ і $X_c \rightarrow 0$ опір схеми можна знайти за правилом паралельного з'єднання опорів:

$$R = R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$$

Частотна залежність імпедансу дозволяє оцінити життєздатність тканин організму, що важливо знати для пересадки (трансплантації) тканин і органів. Розглянемо графічно (мал. 2.3).

У мертвій тканині (2) руйнуються мембрани— « живі конденсатори » і тканина володіє лише омичним опором.

Відмінність в частотних залежностях спостерігається і у випадках здорової (1) і хворої тканини.



Малюнок 2.3 - Частотна залежність імпедансу

Діагностичний метод, заснований на реєстрації зміни імпедансу тканин в процесі серцевої діяльності, називають реографією (імпеданс—плетизмографія). За допомогою цього методу одержані реограми головного мозку (реоенцефалограма), серця (реокардіограма), магістралей судин, легенів, печінки і кінцівок. Вимірювання проводяться на частоті 30 кГц.

ТЕМА 3 ГЕМОДИНАМІКА

3.1 Фізичні основи геодинаміки

Гемодинаміка – це розділ геомеханіки, в якому досліджується рух крові по судинній системі.

Фізичною основою гемодинаміки являється гідродинаміка.

Гідродинаміка — це розділ фізики, що вивчає закони руху і сили взаємодії в рідинах.

Механічні властивості рідини обумовлені силами, що діють між молекулами. Розглянемо стаціонарний перебіг ідеальної рідини по трубці змінного перетину.

Перебіг рідини називається стаціонарним або сталим, якщо з часом швидкість частинок рідини в кожній точці потоку не змінюється.

Ідеальною називається рідина, що не володіє внутрішнім тертям і стисненням. До такої рідини за своїми властивостями близький гелій при наднизьких температурах.

Для ідеальної рідини, при стаціонарному перебігу, швидкості течії обернено пропорційні площам поперечного перетину.

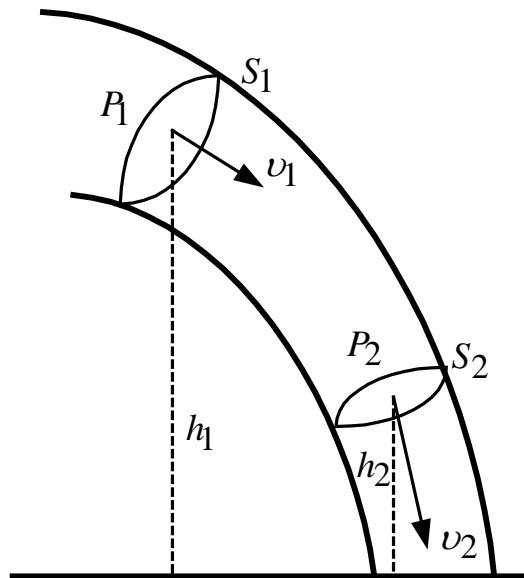
$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}, \quad vS = const$$

Це рівняння нерозривності струменя.

Рівняння Бернуллі і його слідство.

Для ідеальної рідини, при сталій течії, сума трьох енергій (потенційної енергії сил тиску, потенційної енергії сил тяжіння і кінетичної енергії) для будь-

якого перетину є величина постійна.



Малюнок 3.1-Рівняння Бернуллі

$$P_1V + mgh_1 + \frac{m\varrho_1^2}{2} = P_2V = mgh_2 + \frac{m\varrho_2^2}{2}$$

$$PV + mgh + \frac{m\varrho^2}{2} = const$$

Рівняння Бернуллі може бути виражено і в іншому вигляді. Поділимо всі члени рівняння на V .

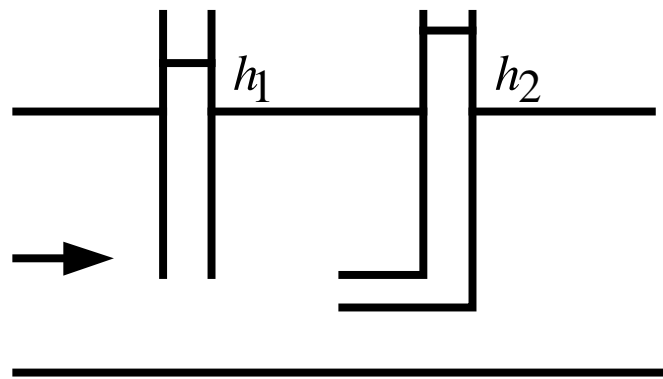
$$\frac{PV}{V} + \frac{mgh}{V} + \frac{m\varrho^2}{2V} = const \quad \frac{m}{V} = \rho$$

$$P + \rho gh + \frac{\rho\varrho^2}{2} = const$$

При стаціонарному перебігу ідеальної рідини сума трьох тисків є величина постійна у будь-якому поперечному перетині потоку.

P — називається статичним тиском; ρgh — гідростатичним тиском; $\rho g^2/2$ — динамічним тиском. Розглянемо фізичну суть цих видів тиску у рідині.

Статичний або дійсний тиск — це тиск, з яким один шар рідини тисне на іншій. Статичний тиск може створюватися різними зовнішніми причинами (за рахунок роботи насоса, за рахунок потенційної енергії води у водонапірній вежі і т.і.).



Малюнок 3.2-Вимірювання статичного та повного тиску

Гідростатичний тиск обумовлений ваговим тиском вище розташованого шару (стовпа) рідини на нижчий.

Динамічний тиск — це тиск, що створюється рухомою рідиною. Він виявляється при гальмуванні рідини і обумовлений кінетичною енергією частинок рідини.

Вимірюється статичний тиск за допомогою прямої манометричної трубки, площа отвору якої розташована паралельно руху рідини. Повний тиск вимірюється манометричною трубкою, зігнутою під прямим кутом назустріч руху рідини. Цей тиск є сумою статичного і динамічного тиску.

Динамічний тиск визначають за різницею між повним і вимірним одночасно статичним тиском. $P_{дин} = P_n - P_{ст}$. У нашому прикладі $P_{дин} = h_2 - h_1$

Одиниці вимірювання тиску:

СІ — Н/м² [Па], СГС — дн/см², 1Па = 10 дн/см².

Позасистемні одиниці тиску:

технічна атмосфера (ат), 1ат=кГс/см² =9,8•10⁴Па,

фізична атмосфера (атм)

1атм=760 мм.рт.ст. = 1,013•10⁵ Па

1мм.рт.ст.=13,6 мм.вод.ст.

У метеорології застосовується одиниця тиску, звана баром, 1 бар = 105Па=750 мм.рт.ст.

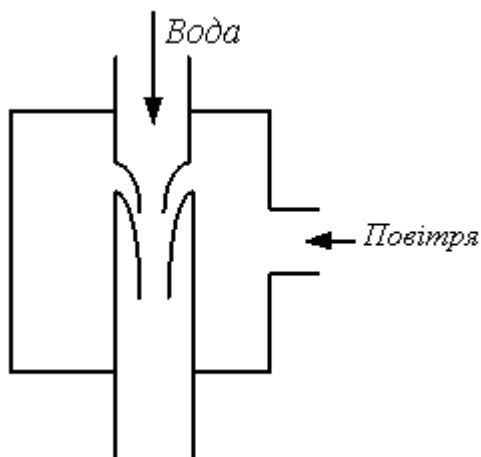
Розглянемо перебіг ідеальної рідини по горизонтальній трубці змінного перетину. Досвід показує, що статичний тиск у вузькій частині менший, ніж в широкій. Це явище пов'язане з тим, що у вузькій частині труби швидкість вища, ніж в широкій. Оскільки трубка розташована горизонтально, то рівняння Бернуллі виглядає таким чином:

$$P_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} = P_2 + \frac{\rho v_2^2}{2}$$

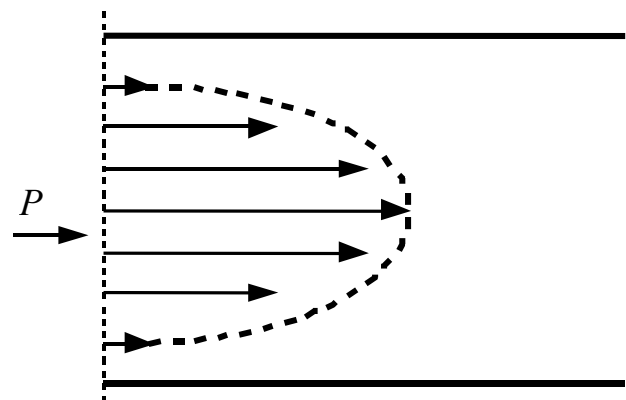
Оскільки перетин $S_1 > S_2$, то на підставі рівняння нерозривності струменя $v_2 > v_1$. Щоб зберегти рівність в рівнянні Бернуллі необхідно $P_1 > P_2$. Якщо P_2 буде менше атмосферного тиску, тоді в систему засмоктуватиметься повітря — це явище одержало назву гідродинамічного парадоксу. На основі цього явища в ме-

дичній практиці використовується водоструминний насос та інгалятор (мал. 3.3). Вони прості за конструкцією, безшумні в роботі, не вимагають мастила, гігієнічні. Нехай по горизонтальній трубці однакового перетину рухається реальна в'язка рідина (Ньютонівська) під тиском P (мал. 3.4). Оскільки тиск на всі шари однако-вий, то можна чекати однако-ву швидкість руху всіх шарів. Проте досвід показує, що швидкість шарів збільшується до центру труби. Якщо рідина змочує стінки труби, то швидкість першого шару рівна нулю унаслідок сильної взаємодії молекул стінок трубки і молекул рідини. У подальших шарах вона збільшується по-ступово від шару до шару, унаслідок взаємодії молекул рідини один з одним. Ці сили взаємодії між шарами рідини носять назву сил внутрішнього тертя або сил в'язкості. Вони обумовлені:

1. Потенційними силами взаємодії між молекулами рідини.
2. Переміщенням молекул рідини з одного шару в іншій.



Малюнок 3.3-Дія інгалятору



Малюнок 3.4- Напрямок руху
Ньютонівської рідини

Наприклад: молекули 3-го шару, мають меншу кінетичну енергією у порівнянні з молекулами 4-го шару. При змішуванні вони ніби загальмовують цей шар і зменшується загальна кінетична енергія. Було з'ясовано експериментальним шляхом, що сили внутрішнього тертя між шарами рідини залежать:

1. Від площі шарів $F_{\eta} \sim S$;
2. Від градієнта швидкості $F_{\eta} \sim d\mathcal{G}/dx$;

Фізичний сенс градієнта швидкості:

Градієнтом будь-якої фізичної величини називається зміна цієї величини, віднесена до відстані, уздовж якої ця зміна відбувається.

Приклади: градієнт швидкості і градієнт температури.

$$\frac{\mathcal{G}_2 - \mathcal{G}_1}{x_2 - x_1} = \frac{\Delta \mathcal{G}}{\Delta x} = \frac{d\mathcal{G}}{dx}, \quad \frac{t_2 - t_1}{x_2 - x_1} = \frac{\Delta t}{\Delta x} = \frac{dt}{dx}$$

3. Сили внутрішнього тертя залежать від природи рідини, оскільки молекули різних рідин знаходяться на різних відстанях і мають різну швидкість, а отже і кінетичну енергію. Ця залежність враховується коефіцієнтом в'язкості — η . Таким чином сили внутрішнього тертя залежать від природи рідини, прямо пропорційні градієнту швидкості і площі шарів.

$$F_{\eta} = \eta \frac{d\mathcal{G}}{dx} S$$

Ця формула одержала назву формули Ньютона. Якщо площа шарів $S = 1$ і градієнт швидкості $d\mathcal{G}/dx = 1$, то $F_{mp} = \eta$.

Коефіцієнтом в'язкості або **в'язкістю** рідини називається величина чисельно рівна силі тертя, що виникає між двома шарами рідини на площі рівній одиниці і при градієнті швидкості між ними рівному одиниці.

Коефіцієнт в'язкості вимірюється в системі СІ:

$$\eta = F_{\eta} dx / S dv; \left[\frac{H \cdot m}{m^2 \cdot m/c} \right] = H \cdot c / m^2 = Pa \cdot c$$

У системі СГС:

$$Пуаз (Пз) = \frac{дн \cdot c}{см^2}; \frac{H \cdot c}{см^2} = \frac{10^5 дн \cdot c}{10^4 см^2} = 10 Пз$$

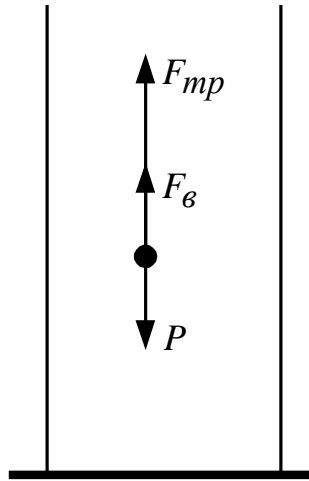
У медицині прийнято вимірювати в'язкість в Пуазах.

Коефіцієнт в'язкості залежить від природи рідини та від температури. З підвищенням температури коефіцієнт в'язкості зменшується. Це пояснюється тим, що з підвищенням температури відстані між молекулами збільшуються, а сили взаємодії послаблюються.

Розглянемо приклади коефіцієнта в'язкості різних рідин при $t = 20^{\circ}C$. Касторова олія — 9,0 Пз, гліцерин — 8,5 Пз, кров — 0,04—0,05 Пз, вода — 0,01 Пз.

Зважаючи на великі труднощі, що виникають при безпосередньому вимірюванні в'язкості, її визначають непрямим шляхом. Найбільше застосування мають методи: падаючої кульки і капілярного віскозиметру.

Метод падаючої кульки (мал. 3.5) заснований на законі Стокса. Стокс встановив, що на невелике тіло кулястої форми, що переміщається у рідині, діє сила тертя прямо пропорційна радіусу цього тіла, його швидкості та коефіцієнту в'язкості рідини.



Малюнок 3.5-Закон Стокса

Якщо кинути у рідину металеву кульку діаметром 0,2—0,3 мм, то вона рухатиметься у рідині рівномірно. На рухому кульку діятимуть три сили: 1. Сила тяжіння, направлена вертикально вниз, 2. Виштовхуюча сила, направлена вертикально угору. 3. Сила тертя, направлена також вертикально угору.

За першим законом Ньютона тіло рухається рівномірно, якщо рівнодіюча всіх сил, що діють на нього, дорівнює 0.

$$P = F_{тр} + F_B \text{ звідки } F_{тр} = P - F_B$$

За законом Стокса:

$$P = mg; m = \rho_m V; P = \rho_m V_m g = \frac{4}{3} \pi r^3 \rho_m g$$

За законом Архімеда: $F_{в\text{ит}} = \rho_{ж} V_m g = \frac{4}{3} \pi r^3 \rho_{ж} g$,

$$6\pi \cdot \eta \cdot r \cdot g = \frac{4}{3} \pi \cdot r^3 g (\rho_T - \rho_{ж}) \quad \eta = \frac{2}{9} \frac{gr^2 (\rho_T - \rho_{ж})}{g}$$

Радіус кульки можна виміряти за допомогою мікроскопа з окулярним мікрометром, швидкість руху кульки можна визначити за формулою: $V = S/t$, змірявши лінійкою S , а секундоміром — t . Щільність речовини кульки і досліджуваної рідини знайдемо зі спеціальних таблиць при заданій температурі. За приведеною формулою можна обчислити коефіцієнт в'язкості. Метод вимагає великої кількості рідини, рідина повинна бути прозорою. Метод досить точний, використовується в санітарії.

У медичній практиці для визначення коефіцієнта в'язкості крові, спинномозкової рідини і інших біологічних рідин користуються методом капілярного віскозиметра, оснований на законі Гагена-Пуазейля. Вони встановили, що:

Об'єм рідини, що протікає через поперечний перетин капіляра ($R < 1\text{мм}$) за одиницю часу прямо пропорційний R^4 , dP/dl і обернено пропорційний η , коефіцієнт пропорційності в системі СІ рівний $\pi/8$.

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{dP}{dl},$$

де dP/dl — градієнт тиску, dP — різниця тиску на початку і в кінці капіляра, dl — довжина капіляра.

При пропусканні рідин через капіляри з однаковим радіусом при однаковому градієнті тиску, одержимо:

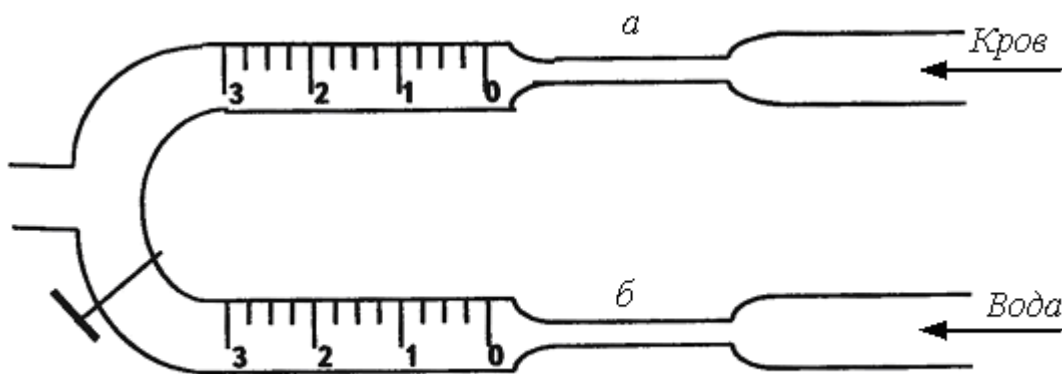
$$\frac{V_1}{t} = \frac{\pi R^4}{8\eta_1} \frac{dP}{dl} \text{ об'єм 1 рідини}$$

$$\frac{V_2}{t} = \frac{\pi R^4}{8\eta_2} \frac{dP}{dl} \text{ об'єм 2 рідини}$$

Знайдемо відносну в'язкість, поділивши 1 вираз на 2.

$$\frac{\eta_2}{\eta_1} = \frac{V_1}{V_2} \text{ – формула Гагена-Пуазейля.}$$

Віскозиметр (мал. 3.6) складається з двох піпеток — капілярів, укріплених на загальній підставці. Один капіляр має кран. Спочатку, втягуючи повітря заповнюють капіляр (б) стандартною рідиною, як правило, водою до нульової поділки, закривають кран і потім заповнюють капіляр (а) досліджуваною рідиною до нульової поділки. Відкривши кран, втягують обидві рідини одночасно так, щоб досліджувана рідина дійшла до поділки, тоді число поділок трубки (б) вкаже відносну в'язкість.



Малюнок 3.6-Віскозиметр

Знаючи η_1 , визначимо η_2 за формулою:

$$\eta_2 = \eta_1 \cdot V_1$$

Перевага і недоліки цього методу:

1. Дозволяє вимірювати в'язкість невеликої кількості рідини;
2. Швидкість вимірювання (особливо для крові — швидко згущується);

3. Вимірювання в'язкості непрозорих рідин.

Недоліки — мала точність, зважаючи на відсутність стандарту.

Перебіг рідини називається ламінарним, якщо потік рідини є сукупністю шарів, що переміщуються один відносно одного без перемішування. При деякій високій швидкості течія стає турбулентною (вихровою), коли відбувається перемішування шарів рідини.

При турбулентному перебігу рідини зростає сили тертя, а отже і робота по подоланню сил тертя. Цей перебіг рідини супроводжується звуковим феноменом.

Швидкість, при якій ламінарна течія переходить в турбулентну, називається критичною ($v_{кр.}$)

Величина цієї швидкості залежить від в'язкості рідини, радіусу трубки, щільності рідини та стану внутрішньої поверхні. Критична швидкість обчислюється за формулою:

$$v_{кр} = \frac{R_e \eta}{\rho D},$$

де η — в'язкість рідини, ρ — щільність, D — діаметр трубки. Безрозмірна величина R_e називається числом Рейнольдса. Для гладких трубок $R_e = 2300$, для трубок з шорсткими поверхнями ця величина менша.

Перебіг крові в артеріях за нормальних умов є ламінарним. Турбулентність виявляється тільки в деяких місцях, наприклад, за півмісяцевими клапанами аорти. У деяких патологічних випадках: при звуженні кровоносних судин, пороках серця, зміні коефіцієнта в'язкості крові, турбулентність розповсюджується на довші ділянки артерії, що може служити діагностичним цілям.

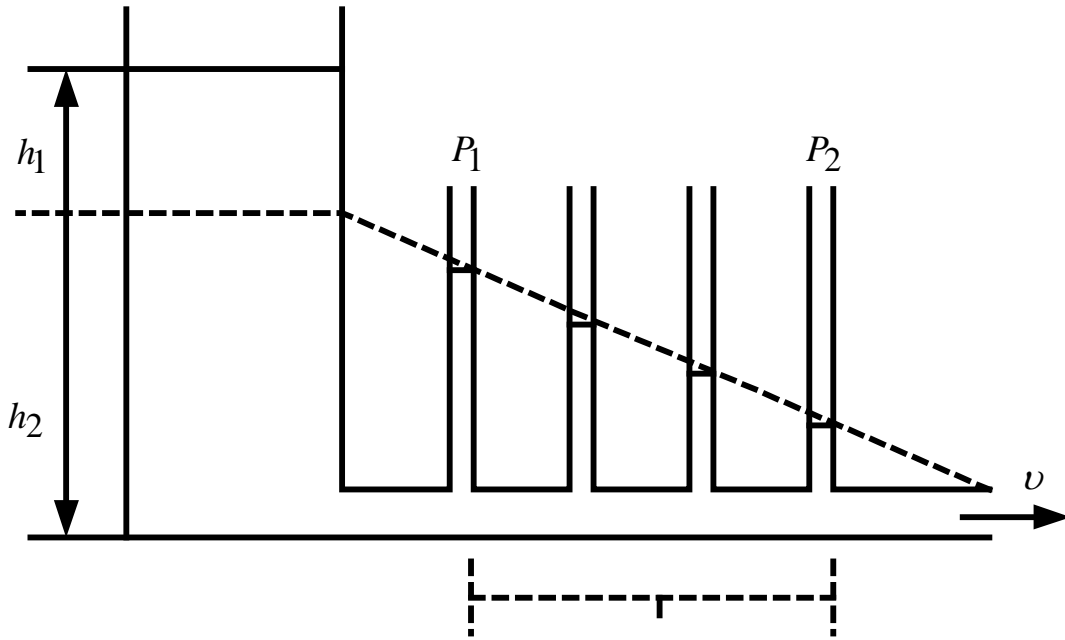
При перебігу ідеальної рідини по горизонтальній трубі постійного перетину гідростатичний тиск у будь-якому перетині однаковий ($\rho gh_1 = \rho gh_2 = \dots$), $h_1 = h_2 = \dots$, динамічний тиск так само однаковий у будь-якому перетині ($\rho g_1^2 / 2 = \rho g_2^2 / 2 = \dots$). Отже, і статичний тиск постійний по всій довжині труби на підставі рівняння Бернуллі ($P_1 = P_2$).

Для реальної рідини гідростатичний і динамічний тиск у будь-якому перетині однаковий з тієї ж причини, що і для ідеальної рідини. Проте рівняння Бернуллі для реальної рідини, як окремий випадок закону збереження енергії, повинне включати роботу проти сил тертя.

$$P_1V = P_2V + A_{mp} \text{ або } P_1V = P_2V + F_{mp}L$$

Отже, оскільки відстань від початку труби L збільшується, то P_2 зменшується. Це підтверджується і експериментально (мал. 3.7). Манометричні трубки, вставлені в стінку труби, вимірюють статичний тиск і він поступово зменшується. На малюнку h_1 - створює динамічний тиск, h_2 — статичний. Швидкість зменшення статичного тиску характеризується величиною градієнта тиску:

$$\frac{P_1 - P_2}{L} = \frac{dP}{L} = \frac{F_{mp}}{V}$$



Малюнок 3.7-Рух реальної рідини

Величина градієнта тиску залежить:

1. Від коефіцієнта в'язкості рідини, оскільки $F_{тр} \approx \eta$.
2. Прямо пропорційно від швидкості перебігу рідини, оскільки сила опору зростає пропорційно швидкості.
3. Якщо труба розгалужується, то від числа розгалужень — прямо пропорційно.

Рух рідини по трубах з еластичними стінками відрізняється від руху рідини по трубах з пружними стінками своєю безперервністю.

Можна провести аналогію між законом Пуазейля і Ома для ділянки ланцюга:

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta} \frac{dP}{L}, \quad J = \frac{U}{R}$$

Різниця потенціалів U відповідає різниці тиску на кінцях труби dP , сила струму J відповідає кількості рідини Q , а електричний опір R — гідравлічному опору X .

$$Q = \frac{dP}{X}, \quad X = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Гідравлічний опір X пропорційний в'язкості η , довжині труби L і обернено пропорційний до радіусу труби в четвертому ступені. Загальний гідравлічний опір послідовних і паралельних ділянок судин підраховуються також як і електричний опір:

$$X_{\text{общ}} = X_1 + X_2 + X_3 + \dots \text{ — при послідовному з'єднанні}$$

$$\frac{1}{X_{\text{общ}}} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} + \dots \text{ — при паралельному з'єднанні}$$

Розглянемо особливості перебігу крові по еластичних судинах. Джерелом енергії, під дією якого здійснюється переміщення крові, є серце. При скороченні лівого шлуночка в аорту, заповнену кров'ю, викидається додатково декілька десятків мілілітрів крові, так званий ударний об'єм. Тиск в аорті підвищується — цей тиск називається систолою.

При цьому еластичні стінки аорти дають приріст об'єму V , а частина повної енергії переходить в потенційну енергію деформації судинної стінки. Оскільки зворотнього потоку крові немає (півмісяцевий клапан закритий), то скорочення стінки полегшує переміщення крові по судині і сприяє її просуванню далі. Еластичність судинних стінок створює безперервний перебіг крові в кровеносних судинах.

Імпульс тиску розповсюджується по судинних стінках і називається пульсовою хвилею. Швидкість його розповсюдження значно вища за середню швидкість перебігу крові.

$$c_{имп} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}},$$

де E — модуль пружності судинної стінки, h — товщина стінки, r — радіус судини, ρ — щільність.

З віком, коли починає посилено відкладатися холестерин в стінках судин (атеросклероз), модуль пружності судинної стінки збільшується, збільшується і швидкість пульсової хвилі, але таке може відбутися і при інших патологічних процесах, тому визначення швидкості пульсової хвилі має діагностичне значення при різних захворюваннях.

Метод графічної реєстрації пульсової хвилі називається сфігмографією. Тензодатчики реєструють пульс у двох точках різно віддалених від серця (сонна і променева артерії). По відомій відстані між серцем і точками початку реєстрації імпульсу визначають відношення шляху, пройденого пульсовою хвилею за час, тобто швидкість.

ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ ПЕРШОГО МОДУЛЯ

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №1

ГАЛЬВАНOMETРИЧНА ЕКСПРЕС-ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ АСИМЕТРІЇ ПІВКУЛЬ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

Мета роботи: освоєння практичного методу апаратурної реєстрації функціонального стану людини.

1.1. Теоретичні відомості

Біологічні тканини і органи є досить різномірними утвореннями з різними електричними опорами, що можуть змінюватися при дії електричного струму. Це обумовлює труднощі вимірювання електричного опору живих біологічних систем.

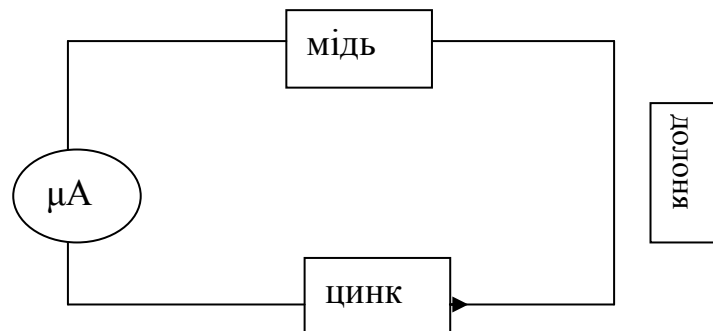
Електропровідність окремих ділянок організму, що знаходяться між електродами, накладеними безпосередньо на поверхню тіла, істотно залежить від опору шкіри. У свою чергу, опір визначається її станом: товщиною, віком, вологістю і т.п.

Електропровідність тканин і органів залежить від їх функціонального стану і, отже, може бути використана як діагностичний показник.

Так наприклад, при запаленні, коли клітки набухають, зменшується перетин міжклітинних з'єднань і збільшується електричний опір; фізіологічні явища, що викликають пітливість, супроводжуються зростанням електропровідності шкіри, і т.п.

Біологічні рідини є електролітами, у тому числі і вода. Тому, якщо в електроліт помістити два електроди, одержимо джерело струму. Як електроліт можна використовувати долоню людини, а електроди замкнуті на мікроамперметр. Ви-

користуємося двома електродами - мідний і цинковий, вони мають різні електродні потенціали φ_1 і φ_2 , а різницею між ними є ЕРС.



Малюнок 3.8- Експериментальна установка

$$E = \varphi_m - \varphi_u$$

$$J = \frac{E}{R}; \quad R = \rho \ell / s$$

$$J = \frac{ES}{\rho \ell}$$

E - гальвано ЕРС;

S - площа зіткнення долонної поверхні з електродами;

ℓ - відстань між електродами;

ρ - питомий електричний опір долоні.

При постійних значеннях S і ℓ величина струму J відносно відобразить інтенсивність процесу метаболізму за питомим опором, оскільки розглядається функціональна асиметрія півкуль головного мозку (розумове - праве, емоційне - ліве).

Метаболізм - сукупність біохімічних змін, що відбуваються в організмі.

1.2. Порядок виконання роботи

1. Використовуємо установку для гальванометричної індексації і визначаємо активність лівої і правої півкуль головного мозку.
2. Використовуючи ПЕВМ, заносимо дані в таблицю і проводимо розрахунок питомого електричного опору долонь.

Лабораторная работа №1

Тема : Гальвометрическая экспресс - оценка функциональной асимметрии полушарий головного мозга.

Ход работы :

1. Замерить ток через левое и правое полушария, мА .
2. Измерить расстояние между электродами , м .
3. Измерить площадь ладони , м²

Введите количество студентов :

Вьчислить Далее Выход

№,п/п	Фамилия студента	лев.полушарие J1	прав.полушарие J2	l,м	S,м ²	P1, Ом*м	P2, Ом*м

3. Будуємо залежність.

Лабораторная работа №1

5. Удельное электрическое сопротивление ладони каждого студента рассчитывается по формуле :

$$\rho = \varepsilon * S / J * l$$

J- сила тока
 ε - гальвано ЭДС = 15,4 В
S - площадь соприкосновения ладонной поверхности с электродами
l - расстояние между электродами
 ρ - удельное электрическое сопротивление ладони

6. Построить диаграммы зависимостей

Введите значения токов и удельных сопротивлений в таблицу

J1, мА	P1, Ом*м
56	0,22
54	0,24
50	0,34

J2, мА	P2, Ом*м
54	0,22
54	0,25
49	0,

4. Відповіді на контрольні питання

1.3. Контрольні питання

1. Застосування методу гальванометрії.
2. Недоліки використовуваного методу.
3. Переваги використаного методу.
4. Вимірювання опору тканин організму, як лікувальний метод.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2

ВИВЧЕННЯ ВІЛЬНИХ КОЛИВАНЬ

Мета роботи: навчитися реєструвати найпростіші коливальні процеси та визначати основні параметри коливань.

2.1 Теоретичні відомості

Коливання - рухи чи процеси, що мають ту чи іншу міру повторювання в часі. Вільними є коливання системи, що представлена самою собі у відсутності зовнішнього впливу. Гармонійними називають коливання тіла, зміщення якого від стану рівноваги здійснюється за законом синуса (чи косинуса). Гармонійні коливання здійснюються під дією сили прямо пропорційної зміщенню та направленою до стану рівноваги.

Рівняння вільних коливань для пружинного маятника.

Складемо рівняння гармонійного коливального руху на прикладі вертикального пружинного маятника без урахування сили тертя.

$\vec{F} = m\vec{a}$ - II закон Ньютона;

$F_{yn} = -KS$, де F_{yn} - сила пружності, K - коефіцієнт пропорційності, S - зміщення тіла від положення рівноваги. Знак « - » показує, що F_{yn} направлена у сторону, протилежну зміщенню тіла.

$$m \frac{d^2 S}{dt^2} = -KS \quad \text{або} \quad m \frac{d^2 S}{dt^2} + KS = 0.$$

Отримуємо диференціальне рівняння II порядку, яке представлено у вигляді:

$$\frac{d^2 S}{dt^2} + \omega_0^2 S = 0, \quad (3.1)$$

$$\text{де } \omega_0 = \sqrt{\frac{K}{m}}.$$

Рішенням цього диференційного рівняння є:

$$S = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0), \text{ де} \quad (3.2)$$

ω_0 - циклічна частота. Величина амплітуди (A) і початкової фази (φ_0) визначаються початковим зміщенням та швидкістю тіла. Період коливань пружинного маятника:

$$T = \frac{2\pi}{\omega_0} = 2\pi \sqrt{\frac{m}{K}}$$

При вільних коливаннях в реальній системі діє сила тертя F_{mp} , яка при невеликих швидкостях прямо пропорційна швидкості руху тіла v .

$$F_{mp} = -rv = -r \frac{dS}{dt}, \text{ де}$$

r - коефіцієнт пропорційності.

Знак « - » показує, що сила тертя направлена у сторону, протилежну швидкості.

Тоді для вільних коливань можна записати:

$$ma = F_{упр} + F_{mp},$$

$$m \frac{d^2 S}{dt^2} = -KS - r \frac{dS}{dt};$$

звідки маємо:

$$\frac{d^2 S}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dS}{dt} + \frac{K}{m} S = 0$$

Це лінійне однорідне диференційне рівняння другого порядку, якому можна надати вигляд:

$$\frac{d^2 S}{dt^2} + 2\beta \frac{dS}{dt} + \omega_0^2 S = 0 \quad (3.3)$$

Рішення цього рівняння:

$$S = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0), \quad (3.4)$$

$$\text{де } \beta = \frac{r}{2m} \quad (3.5)$$

$$A = A_0 e^{-\beta t} \quad (3.6)$$

A_0 - початкова амплітуда, $A_0 e^{-\beta t}$ - амплітуда затухаючого коливання, β - коефіцієнт затухання.

Швидкість затухання коливань характеризується коефіцієнтом затухання та декрементом затухання δ - величиною, яка визначається відношенням любых двох амплітуд, що відстоять одна від одної на один період T коливання.

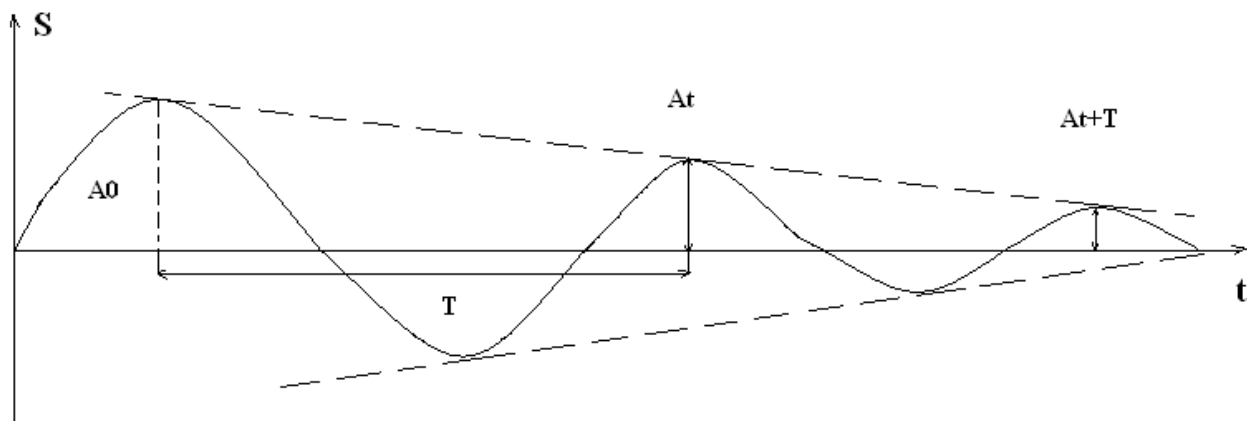
$$\delta = \frac{A_t}{A_{t+T}}$$

Доцільно користуватися логарифмічним декрементом затухання:

$$\lambda = \ln \delta = \ln \frac{A_t}{A_{t+T}}, \quad (3.7)$$

$$\lambda = \delta T \quad (3.8)$$

Тобто коефіцієнт затухання можна визначити за допомогою логарифмічного декременту затухання, керуючись графіком коливання.



Малюнок 3.9- Графік вільних коливань

Коливальний процес у контурі можна охарактеризувати як періодичний перехід енергії електричного поля конденсатора C в енергію магнітного поля котушки L , і навпаки. У реальному коливальному контурі маємо активний опір R , де втрачається потужність, тому коливання, визвані одноразовим зарядом конденсатора, будуть затухаючими (вільні коливання). За законом Кіргофа для любого замкнутого контуру сума падіння напруги на всіх ділянках дорівнює ЕРС, включеній в цей контур, тобто $U_c + JR = E_l, E_l$ - ЕРС самоіндукції в котушці L , U_c - напруга на конденсаторі, JR - падіння напруги на активному опорі R . Із визначення сили струму маємо $J = \frac{dQ}{dt}$, де Q - заряд конденсатора, $E_L = -L \frac{dJ}{dt}$. Тому рівняння для контуру має вигляд:

$$L \frac{dJ}{dt} + \frac{Q}{C} + R \frac{dQ}{dt} = 0$$

чи

$$\frac{d^2Q}{dt^2} + \frac{R}{L} \frac{dQ}{dt} + \frac{Q}{LC} = 0$$

Введемо позначення $\beta = \frac{R}{2L}$ (3.9)

та $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}$ (3.10)

Тоді рівняння вільних коливань в контурі матиме вигляд:

$$\frac{d^2Q}{dt^2} + 2\beta \frac{dQ}{dt} + \omega_0^2 Q = 0$$
 (3.11)

Рівняння 3.11 аналогічно рівнянню 3.3 для вільних механічних коливань. Його рішення можна записати у вигляді:

$$Q = Q_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0), \text{ або}$$

$$C = \frac{Q}{U},$$
 (3.12)

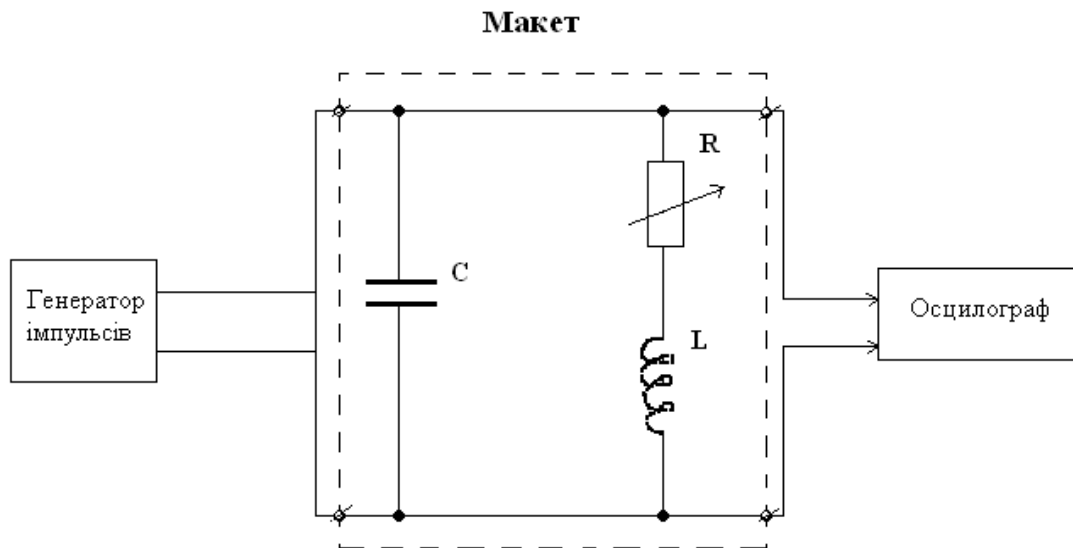
$$U = U_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0); U_m = U_0 e^{-\beta t}$$
 (3.13)

де Q_0 - максимальна амплітуда заряду конденсатора, U_0 - максимальна амплітуда напруги на конденсаторі.


2.2 Порядок виконання роботи

Дослідження вільних коливань у електричному контурі

1. Перевірити наявність заземлення корпусів генератора та осцилографа.
2. Зібрати установку згідно зі схемою.



Малюнок 3.10- Схема установки дослідження вільних коливань в електричному контурі

3. Встановити ручку змінного опору на макеті в крайнє ліве положення за часовою стрілкою.
4. Включити генератор Г5-54 та осцилограф СІ-68 у мережу.
5. На генераторі Г5-54 встановити ручки керування:
 - Запуск-автомат
 - Полярність імпульсу - 
 - Кабель вхідного сигналу - I:I

- Частота запускаючих імпульсів – за допомогою перемикача та плавної настройки згідно з таблицею
- Тривалість імпульсів (τ_u) - за допомогою перемикача та плавної настройки згідно з таблицею
- Амплітуду імпульсу –згідно з таблицею

б. На осцилографі СІ-68 встановити ручки керування:

- Чутливість - згідно з таблицею
- Тривалість розгортки - згідно з таблицею

- перемикач « $\times 1; \times 0,2$ » в положення $\times 1$

- перемикач «----» « \sim » «+»- в положення « \sim »

- ручка плавного регулювання розгортки в крайнє положення проти часової стрілки

- Синхронізація:

- перемикач в положення «всередину»

- ручка (+,-) в положення (-)

- ручку «стаб» повертати з крайнього лівого положення по часовій стрілці до появи на екрані стійкого зображення.

- Ручкою встановити промінь так, щоб кінець затухаючого сигналу знаходився вздовж горизонтальної вісі координатної сітки.

- Ручкою плавного регулювання чутності встановити амплітуду першої позитивної півхвилі -3 ділення на координатній сітці.

Макет №	Параметри затухаючого імпульсу в Г5-54			Положення ручок осцилографа СІ-68		Ємність контуру С
	(Гц) ν	(μ с) t_U	(В) U	чутливість ν/cm	тривалість розгортки mS/cm	
I	50	103	60	0,2	2	6800 пФ
II	50	103	60	1	2	18200пФ
III	50	103	60	0,2	0,5	0,03мкФ
IV	50	103	60	2	1	3600 пФ
V	50	103	60	0,5	1	9100 пФ

Перед початком вимірювань на осцилографі повинна бути картина, аналогічна графіку, представленого на малюнку 3.9

7.Замалювати отриману криву затухаючого коливання, зберігаючи співвідношення амплітуд та періоду коливання.

8. Виміряти амплітуди A_t, A_{t+T} в мм (на початку графіка), розрахувати логарифмічний декремент затухання. Виміряти період коливання T в мм, знаючи тривалість розгортки променя осцилографа, виміряти період в секундах.

9. Збільшити активний опір контуру, для чого встановити ручку змінного опору на макеті у протилежне положення. При цьому на екрані осцилографа буде спостерігатися вільне коливання з великим затуханням.

10 Замалювати отриману картину у зошиті.

11.Виміряти величини A_t, A_{t+T} , T (мм) і розрахувати період та логарифмічний декремент затухання для цього опору.

2.3 Порядок розрахунку даних

1. Вимірюючи амплітуди A_t, A_{t+T} , розрахувати за формулою (3.7) логарифмічний декремент затухання.

2. Визначивши T та λ , розрахувати за (3.8) коефіцієнт затухання β .
3. За формулою Томпсона $T = 2\pi\sqrt{LC}$ та $\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC}}$ знаючи T та C , розрахувати індуктивність коливального контуру L (Гн) (вважаємо $\omega = \omega_0$)
4. Розрахувати активний опір контуру R за формулою (3.9)
5. Отримані результати занести до таблиці:

Період Т(с)	Частота $\nu(1/c)$	ω	Логарифмічний декремент затухання, λ	Коефіцієнт затухання, β	Ємність контуру, С(Ф)	Індуктивність, L (Гн)	Активний опір, R(Ом)
I							
II							

6. Повторити розрахунки для другого колювання.
7. Отримані результати занести до таблиці.

2.4 Зміст звіту

1. Мета роботи.
2. Схема установки дослідження вільних колювань в електричному контурі.
3. Результати досліджень (Таблиця)
4. Висновки.

2.5 Контрольні питання

1. Що називають колюванням ?
2. Яке колювання називають гармонійним?
3. Які колювання називають вільними, затухаючими?
4. Від яких величин залежать період та частота вільних колювань пружинного маятника та коливального контуру?

5. Які фізичні величини визначають частоту та швидкість затухання вільних коливань маятника та заряду в LC-контурі?
6. Від яких факторів залежить початкова амплітуда вільних коливань?
7. Що називається логарифмічним декрементом затухання?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3

Мета роботи:

1. Навчитися пояснювати залежність фізіологічних характеристик відчуття звуку від фізичних характеристик звукової хвилі.
2. Побудувати криву порогу чутливості та аудіограму.

3.1 Короткі теоретичні відомості.

Аудиометрія — це поширений в медицині метод визначення пониження (втрати) слуху.

У діагностиці використовуються також інші звукові методи дослідження: аускультация (прослуховування звуків, що виникають усередині організму), фонокардіографія (запис звуків, що супроводжують роботу серця), перкусія (аналіз звуків, що виникають при постукуванні спеціальним молоточком тіла).

Розуміння суті вказаних методів, а також інших питань, пов'язаних з роботою звукоприймаючого і голосового апарату людини, потребують знань основних понять акустики.

Енергетичною характеристикою звукової хвилі є інтенсивність I . Інтенсивність (сила) звуку - середня за часом енергія, що переноситься звуковою хвилею через одиничний майданчик перпендикулярний до напрямку розповсюдження хвилі за одиницю часу; вимірюється у $\text{Вт}/\text{м}^2$.

Для кількісної оцінки інтенсивності частіше використовується поняття "рівень інтенсивності L_I ", що дорівнює десятковому логарифму відношення визначеної інтенсивності до еталонної $\text{Вт}/\text{м}^2$:

$$L_I = \lg \frac{I}{I_0} (Б) \quad (3.14)$$

Значення I_0 приблизно відповідає середньому порогу чутливості для людей з нормальним слухом для чистого тону з частотою 1000 Гц. Існують ще два порогі: поріг дискомфорту — I_D і поріг болю — I_b . При частоті 1000 Гц $I_D = 10^2 \text{ Вт/м}^2$, $I_b = 10 \text{ Вт/м}^2$.

За формулою (3.14) рівень інтенсивності (РІ) виражено в белах (Б). 1 Бел РІ відповідає збільшенню інтенсивності, у порівнянні з еталонним, у 10 разів. Звичайно РІ виражають у децибелах (дБ). $1 \text{ дБ} = 0,1 \text{ Б}$ і тоді:

$$L_I = 10 \lg \frac{I}{I_0} (\text{дБ}) \quad (3.14a)$$

Співвідношення (3.14) і (3.14a) використовуються також для порівняння інтенсивності будь-яких двох звуків.

Важливою характеристикою звукової хвилі є звуковий тиск. Для плоскої хвилі інтенсивність пов'язана з ефективним значенням звукового тиску P співвідношенням:

$$I = \frac{P^2}{\rho c}, \quad (3.15)$$

де ρ — щільність тканини, c — швидкість звуку у даному середовищі.

Виразимо рівень інтенсивності (3.14a) через звуковий тиск, на який безпосередньо реагує вухо. Підставимо (3.15) в (3.14a), одержимо:

$$L_I = 10 \lg \left(\frac{P}{P_0} \right)^2 = 20 \lg \frac{P}{P_0} (\text{дБ}), \quad (3.16)$$

де P — ефективне значення звукового тиску, що нас цікавить, $P_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Па (паскаль) — звуковий тиск на порозі чутливості для частоти тону з частотою 1000 Гц, що відповідає еталонній інтенсивності I_0 . Величину:

$$L_p = 20 \lg \frac{P}{P_0} (\text{Б}) , \quad (3.17)$$

називають рівнем звукового тиску.

Порівнюючи (3.16) і (3.14а) бачимо, що для одного і того ж звуку:

$$L_I (\text{дБ}) = L_p (\text{дБ}) \quad (3.18)$$

Нарешті, ще однією фізичною характеристикою звукової хвилі є її акустичний (гармонічний) спектр, що показує, які гармонійні тони містить даний звук.

Фізіологічними характеристиками відчуття звуку є висота тону, тембр і гучність. Висота тону залежить, головним чином, від частоти звуку. Тембр — якісна характеристика звуку, яка дозволяє на слух розрізняти звуки однакової частоти, що випускаються різними джерелами. Тембр визначається акустичним спектром звуку. Гучність — рівень слухового відчуття звуку над його порогом. Гучність залежить від інтенсивності і частоти звуку. З визначення гучності виходить, що існує мінімальна порогова інтенсивність звуку, при якій звук не викликає відчуття. Ця порогова інтенсивність різна для різних частот і виявляється найменшою для частот 2500—3000 Гц. Кількісна характеристика гучності заснована на законі Вебера-Фехнера, згідно якого для даної частоти гучність (рівень гучності) звуку L_E з інтенсивністю I пропорційна логарифму I/I_n , тобто:

$$L_E = k \lg \frac{I}{I_n} , \quad (3.19)$$

де k — безрозмірний коефіцієнт, а I_{II} — відповідає порогу чутливості для даної частоти.

Введена характеристика гучності L_E є відносною, як і рівень інтенсивності або рівень звукового тиску. Тому L_E називають рівнем гучності.

Рівень інтенсивності (3.14), визначається за відношенням до постійної величини, що є однаковою для усіх частот. Рівень гучності звуку (3.6) визначається за відношенням до порогової інтенсивності, що є різною для різних частот.

Для частоти 1 кГц порогова інтенсивність $L_{II} = L_O$. Якщо у (3.19) $k = 1$, то вважають, що для цієї частоти чисельні значення рівня гучності та рівня інтенсивності даного звуку співпадають. Для визначення рівня гучності звуку іншої частоти, потрібно знайти рівногучний йому чистий тон з частотою 1кГц. Рівень інтенсивності (звукового тиску) знайденого звуку у дБ дає характеристику гучності звуку, що нас цікавить. Знайдений таким чином дБ гучності називають фоном.

Із сказаного виходить, що для частоти 1кГц рівень гучності у фонах співпадає з рівнем інтенсивності (звукового тиску) того ж звуку у децибелах, для інших частот цієї рівності немає.

При погіршенні слуху порогова інтенсивність, а отже і рівень порогової інтенсивності L_{II} для даної частоти, збільшується. Величина різниці між рівнем порогової інтенсивності у нормі L_H (для якої існує державний стандарт) та рівнем порогової інтенсивності досліджуваного слуху, називається пониженням (втраченою) слуху:

$$\Delta L = L_H - L_{II}$$

Графік залежності пониження слуху (ΔL) від частоти ν - називається аудіограмою.

Для отримання аудіограми застосовують спеціальні прилади - аудіометри. Для побудови аудіограми можна використовувати також генератори звукової частоти (ГЗ). Ці прилади дозволяють визначити рівні інтенсивності, а отже, і рівні

звукового тиску на порозі чутливості (L_{II}) для різних частот та побудувати графік залежності цих рівнів від частоти - криву порогу чутливості. Зіставляючи знайдені пороги з відповідними величинами для нормального вуха (ДОСТ), знаходять втрату слуху на кожній частоті та будують аудіограму (див. малюнок).

Генератор звукової частоти виробляє синусоїдальну напругу, частоту якої можна змінювати від 0 до 20 кГц. Якщо підключити цю напругу до гучномовця або телефону, чути чисті тони відповідної частоти. У генераторі є атенюатор - пристрій, що дозволяє зменшувати потужність на виході генератора, а, отже зменшити інтенсивність звуку (звуковий тиск) на необхідне число децибел, у порівнянні з максимальним значенням, яке може дати генератор.

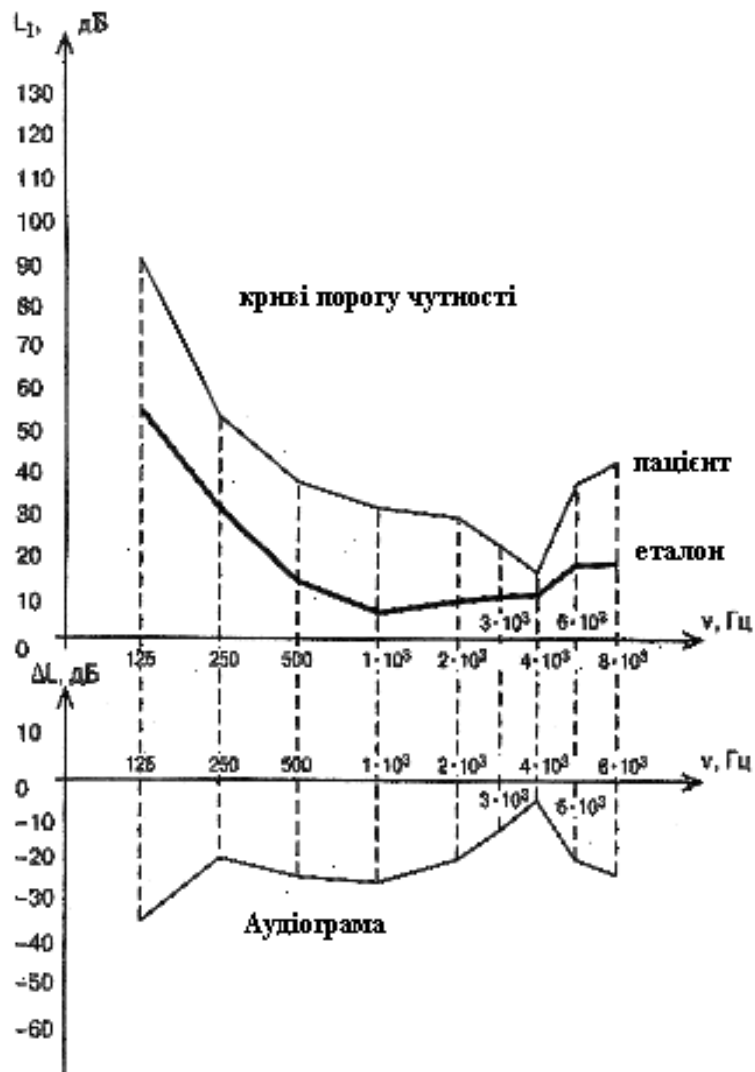
У генераторі ГЗ-18 є атенюатор зі ступінчастим регулюванням по 10 дБ і плавне регулювання інтенсивності про до 12 дБ за допомогою ручки регулювання виходу.

3.2. Порядок виконання роботи.

Устаткування: звуковий генератор (ГЗ-18), навушники.

Побудувати графік частотної залежності рівня звукового тиску (інтенсивності) на порозі чутності для одного вуха.

До виходу ГЗ підключити навушник. Встановити на генераторі частоту $\nu = 125$ Гц. Ручкою атенюатора встановити максимальне ослаблення (100 дБ), ручкою регулювання виходу за шкалою стрілочного приладу встановити 0 дБ. Одягнути навушник. Включити ГЗ в мережу. Знайти два положення ручки атенюатора зі ступінчастим регулюванням: звук не чутний, звук ледве чутний. У останньому положенні поволі обернути ручки регулятора виходу ГЗ до зникнення звуку. Так ми одержимо ослаблення, відповідне порогу чутності при даній частоті. Для перевірки правильності знайденого порогу чутності необхідно ручкою регулятора виходу ГЗ одержати звук малої гучності і знов довести його до зникнення.



Малюнок 3.11- Побудова аудіограми

Запишіть знайдені значення дБ на атенюаторі і дБ на стрілочному приладі. Складаючи ці значення, одержимо ослаблення інтенсивності на порозі чутності. Аналогічно визначите ослаблення інтенсивності на частотах 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц. Після кожного досвіду не забувайте атенюатор встановити на 100 дБ, а стрілку приладу на 0 дБ.

Дані експерименту запишіть до таблиці 3.1:

Гц	Ослаблення інтенсивності	Пороговий рі-	Пороговий рі-
----	--------------------------	---------------	---------------

V	Атенюа- тор (через 10 дБ)	Стрілоч- ний при- лад, дБ	Сума, дБ	вень звукового тиску (за експе- риментом), 1(дБ)	вень звукового тиску (по Досту), L_H (дБ)
125					55,0
250					33,0
500					14,5
1000					8,5
2000					9,0
3000					10,5
4000					11,5
6000					18,5
8000					19,5

Для визначення порогових рівнів інтенсивностей досліджуваного вуха необхідно від максимально можливого ослаблення (для ГЗ-18 воно дорівнює 112 дБ) відняти ослаблення, знайдене на кожній частоті.

Наприклад: $L_{II} = 112 - 82 = 30$ дБ, де 82 дБ — ослаблення на деякій частоті.

Одержані таким чином порогові рівні інтенсивності, згідно з співвідношенням (3.18), дають також порогові рівні звукового тиску.

Побудуйте криву порогу чутності, відкладаючи по осі абсцис значення частот в логарифмічному масштабі (малюнок), по осі ординат — рівень звукового тиску в звичайному масштабі. На цьому ж графіку побудуйте криву порогу чутності «еталон».

3.3. Зміст звіту.

1. Мета роботи.
2. Теоретичні відомості.

3. Графік 3.11.
4. Результати вимірювань (Таблиця 3.1)
5. Висновки

3.4. Контрольні питання:

1. Фізичні характеристики звукової хвилі (частота, акустичний спектр, інтенсивність, звуковий тиск). Одиниці вимірювання частоти, інтенсивності, звукового тиску .
2. Фізіологічні характеристики відчуття звуку (висота тону, тембр, гучність), їх залежність від фізичних характеристик звукової хвилі.
3. Логарифмічні шкали рівнів: інтенсивності, звукового тиску і гучності (бел, децибел, фон).
4. Закон Вебера-Фехнера. Пороги чутності, дискомфорту, болю.
5. Як залежить рівень гучності від частоти при постійній інтенсивності?
6. Пояснити фізичний сенс графіка кривих рівної гучності.
7. Що називається аудіограмою і як її побудувати за заданою кривою порогу чутливості?
8. Знайти пониження (втрату) слуху на аудіограмі при заданій частоті.

Перший модуль передбачає виконання розрахунково-графічної роботи.

3. РОЗРАХУНКОВО-ГРАФІЧНА РОБОТА

1.ТЕРМОДИНАМІКА

Перший початок термодинаміки:

$$Q = \Delta U + A$$

Тут Q - кількість теплоти, передана системі;

ΔU - зміна внутрішньої енергії системи;

A - робота, що здійснюється системою.

Обмін речовин у живих організмах підкоряється цьому закону. Визначення енергетичного обміну між живими організмами і навколишнім середовищем здійснюється за допомогою калориметрії, яка підрозділяється на пряму і непряму. Поширенішою є непряма калориметрія. У цьому випадку про сумарний тепловий ефект реакцій, що протікають в організмі, судять за калориметричним коефіцієнтом кисню. Він показує, яка кількість теплоти виділяється при повному окисненні даної речовини до вуглекислого газу і води на кожен літр поглиненого організмом кисню. Встановлено, що цей коефіцієнт для вуглеводів рівний 20,9, для жирів – 19,7 і для білків – 20,3 кДж. Проте у живому організмі йде також синтез речовин, які потім можуть окислюватися. Щоб врахувати загальну кількість теплоти, що звільняється живим організмом за певний проміжок часу, треба враховувати дихальний коефіцієнт, рівний відношенню об'ємів вуглекислого газу до спожитого за той же час кисню. Дихальний коефіцієнт для вуглеців рівний 1, для білків – 0,8 і для жирів він складає 0,7. Існує зв'язок між дихальним і калориметричним коефіцієнтами (таблиця 1.1). Це дозволяє встановлювати витрату енергії організму, знаючи кількість поглиненого кисню і виділеного вуглекислого газу.

Завдання 1. Визначити витрату енергії людини в стані м'язового спокою, якщо за 10 хвилин вона видихає 60 л повітря, в якому міститься 15 % кисню і 5 % вуглекислого газу.

Рішення: У атмосферному повітрі міститься близько 21 % кисню і 0,03 % вуглекислого газу. Отже, з кожних 100 мл повітря, що пройшли через легені людини, організмом поглинається:

$$21-15= 6 \text{ мл } O_2$$

Таблиця 1.1

Зв'язок калориметричного коефіцієнта 1 л кисню з дихальним коефіцієнтом

Дихальний коефіцієнт	К.К., кДж	Дихальний коефіцієнт	К.К., кДж	Дихальний коефіцієнт	К.К., кДж	Дихальний коефіцієнт	К.К., кДж
0,70	19,619	0,78	19,996	0,86	20,411	0,94	20,821
0,71	19,636	0,79	20,051	0,87	20,461	0,95	20,871
0,72	19,686	0,80	20,101	0,88	20,515	0,96	20,921
0,73	19,737	0,81	20,151	0,89	20,566	0,97	20,976
0,74	19,791	0,82	20,201	0,90	20,616	0,98	21,026
0,75	19,841	0,83	20,256	0,91	20,666	0,99	21,076
0,76	19,896	0,84	20,306	0,92	20,716	1,00	21,131
0,77	19,946	0,85	20,360	0,93	20,767	-	-

При цьому виділяється 5 мл CO₂. Хвилиний об'єм дихання людини дорівнює:

$$60 \text{ л} : 10 = 6 \text{ л}$$

Для розрахунку кількості кисню, що поглинається людиною за хвилину, складаємо пропорцію:

$$\begin{array}{l} \text{з } 100 \text{ мл повітря споживається } - 6 \text{ мл } O_2 \\ \text{з } 6000 \text{ мл } - x \end{array}$$

$$\text{отже } x = 360 \text{ мл } O_2.$$

Дихальний коефіцієнт визначаємо, виходячи з даних завдання:

$$DK = CO_2 / O_2 = 5/6 = 0,83$$

З таблиці 1.1 знаходимо калориметричний коефіцієнт при даному дихальному коефіцієнті. Він дорівнює 20,26 кДж.

Витрата енергії людини в хвилину в стані м'язового спокою складає:

$$0,360 \cdot 20,26 = 7,29 \text{ кДж}$$

За 10 хвилин енергетична витрата складає 72,9 кДж.

Варіанти завдань наведені у таблиці 1.2

Таблиця 1.2

№ варіанту	час, хв.	об'єм, л	вміст кисню, %	вміст вуглеки- слового газу, %
1	10	60	19,56	4
2	10	61	15,65	3,56
3	10	62	20,5	5,2
4	10	63	15,7	5,3

5	10	64	16,52	5,4
6	10	65	14,95	5,5
7	10	66	16	5,6
8	10	67	17	5,7
9	10	68	18	5,8
10	10	65,5	19	5,9
11	9	50	15	6
12	9	51	14	6,1
13	9	51,5	13	6,5
14	9	52	12	7
15	9	53	20	7,1
16	9	54	16,25	5,8
17	9	55	15,85	6,2
18	9	56	15,25	5,2
19	9	57	14,5	5
20	9	58	14,25	5,1
21	15	69	17,52	5,5
22	15	70	17	5,3
23	15	71	18	5,05
24	15	72	19	5,25
25	15	73	15	6,0
26	15	74	14	5,90
27	15	74,5	13	6,6
28	15	75	12	6,9
29	15	76		6,65
30	15	76,5		5,55

2. ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДІВ МАТЕМАТИЧНОЇ СТАТИСТИКИ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

Математична статистика – наука про математичні методи систематизації і використання статистичних даних для вирішення наукових та практичних завдань.

Припустимо, що необхідно вивчити безліч об'єктів, за якою-небудь ознакою. Це, можна зробити, провівши суцільне спостереження або вибіркове.

Велика статистична сукупність, з якої відбирається частина об'єктів для дослідження, називається генеральною сукупністю, а безліч об'єктів, відібраних з неї - вибіркою.

Якщо записати в послідовності вимірювань всі значення величини X у вибірці, то одержимо простий статистичний ряд. Наприклад, зростання чоловіків (см): 171,172,172,168,170,169. . Такий ряд незручний для аналізу, оскільки в ньому немає послідовності зростання (або убывання) значень, зустрічаються і величини, що повторюються. Тому доцільно ранжувати ряд, наприклад, у зростаючому порядку значень і вказати їх повторюваність. Тоді статистичний розподіл вибірки:

$$X_1 < X_2 \dots < X_i \dots < X_k$$

$$n_1 \dots n_2 \dots n_i \dots n_k$$

,

$$p_1^* = \frac{n_1}{n} \quad p_2^* = \frac{n_2}{n} \quad p_i^* = \frac{n_i}{n} \quad p_k^* = \frac{n_k}{n}$$

де X_i - спостережувані значення ознаки; n_i - число спостережень варіанту X_i (частота); p_i - відносна частота.

Загальне число об'єктів у вибірці (об'єм вибірки)

$$n = \sum_{i=1}^k n_i$$

Тут k - варіант. Статистичний розподіл – це сукупність варіантів і відповідних їм частот.

У медичній літературі статистичний розподіл, що складається з варіантів і відповідних їм частот, одержало назву варіаційного ряду.

Разом з дискретним (точковим) статистичним розподілом, використовують безперервний (інтервальний) розподіл:

$$X_0, X_1 \dots X_1, X_2 \dots X_{i-1}, X_i \dots X_{k-1}, X_k$$

$$n_1 \dots n_2 \dots n_i \dots n_k$$

$$p_1^* = \frac{n_1}{n} \dots p_2^* = \frac{n_2}{n} \dots p_i^* = \frac{n_i}{n} \dots p_k^* = \frac{n_k}{n}$$

Тут X_{i-1}, X_i – i -й інтервал, у якому розміщено кількісне значення ознаки; n_i – сума частот варіант, що потрапили в цей інтервал; p_i^* – сума відносних частот.

Завдання 2

Задано статистичний розподіл маси новонароджених хлопчиків (кг) і частоти.

2,7	2,8	2,9	3,0	3,1	3,2	3,3	3,4	3,5	3,6	3,7	3,8	3,9	4,0	4,1	4,2	4,3	4,4
1	2	3	7	8	12	13	10	7	6	5	6	6	5	3	3	2	1

Загальна кількість хлопчиків

$$n = \sum_{i=1}^k n_i = 100$$

Представляємо цей розподіл як безперервний

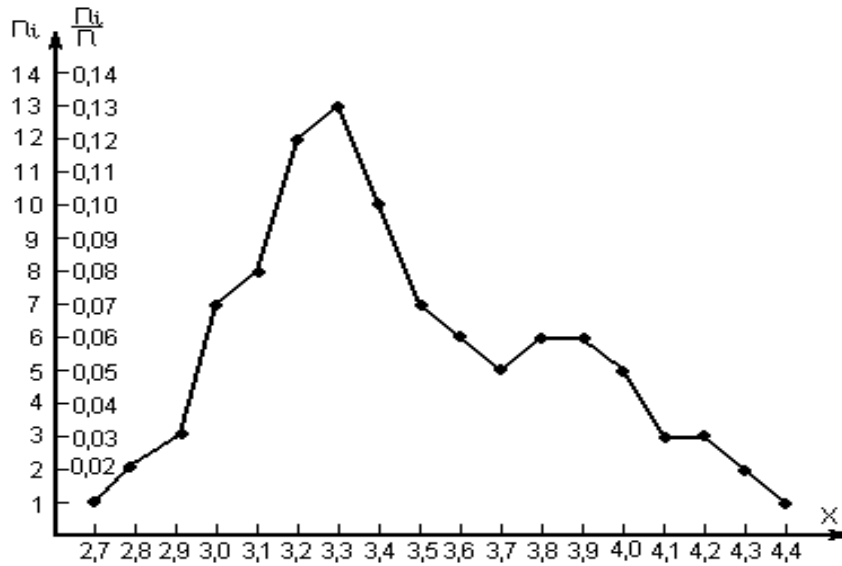
2,65-2,75	2,75-2,85	2,85-2,95	2,95-3,05	3,05-3,15	...
1	2	3	7	8	...

Представимо статистичний розподіл у вигляді полігону і гістограми.

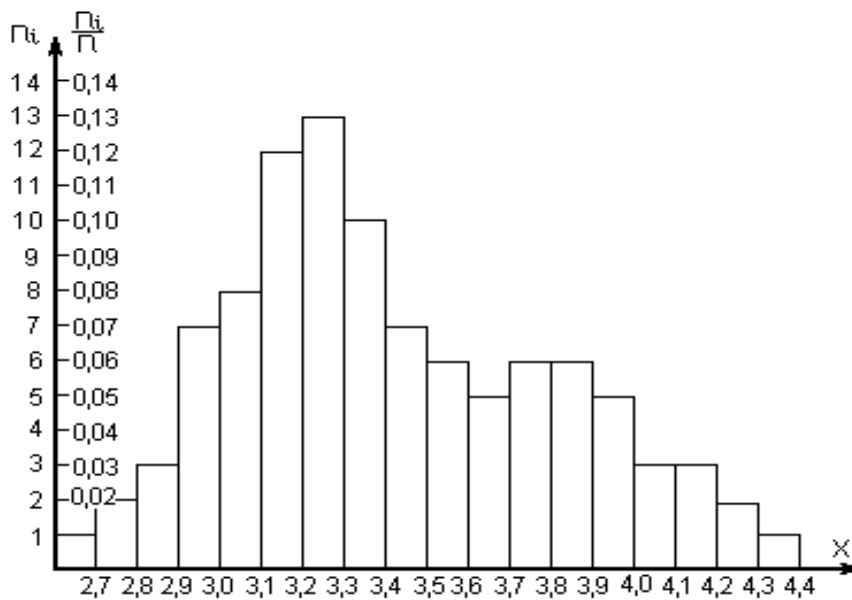
Полігон частот – ламана лінія, відрізки якої сполучають крапки з координатами $(X_1; n_1)$, $(X_2; n_2)$, або для полігону відносних частот- з координатами $(X_1; p_1^*)$, $(X_2; p_2^*)$ (малюнок 2.1).

Гістограма частот – сукупність суміжних прямокутників, побудованих на одній прямій лінії (малюнок 2.2), підстави прямокутників однакові і рівні a , а висоти рівні відношенню частоти (або відносної частоти) до a .

$$\frac{n_i}{a} \text{ або } \frac{n_i}{n_a} = \frac{p_i}{a}$$



Малюнок 2.1 - Полігон частот



Малюнок 2.2 - Гістограма частот

Таким чином, площа кожного прямокутника дорівнює відповідно:

$$\frac{n_i}{a} a = n_i \text{ або } \frac{p_i^*}{a} a = p_i^*$$

Отже, площа гістограми частот $n = \sum_{i=1}^k n_i$, а площа гістограми відносних

частот :

$$\sum_{i=1}^k p_i^* = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^k n_i = \frac{n}{n} = 1$$

Розрахуємо моду, медіану і вибіркове середнє.

Мода (M_0) рівна варіанті, якій відповідає найбільша частота. У розподілі

$$M_0 = 3,3 \text{ кг}$$

Медіана (Me) рівна варіанті, яка розташована у середині статистичного розподілу. Вона ділить статистичний ряд на дві рівні частини. При парному числі варіант за медіану приймають середнє значення з двох центральних варіант.

$$Me = 3,4 \text{ кг}$$

Вибіркова середня (X_B) визначається як середнє арифметичне значення варіант статистичного ряду:

$$\bar{X}_B = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^k X_i n_i$$

або

$$\bar{X}_B = \sum_{i=1}^k X_i p_i^*$$

$$X_B = \frac{2,7 \cdot 1 + 2,8 \cdot 2 + 2,9 \cdot 3 + \dots + 4,3 \cdot 2 + 4,4 \cdot 1}{100} = 3,468 \text{ кг.}$$

Вибіркова дисперсія – середнє арифметичне квадратів відхилення варіант від їх середнього значення:

$$\sigma_B^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}_B)^2$$

Квадратний корінь з вибіркової дисперсії називають вибірквим середнім квадратичним відхиленням:

$$\begin{aligned} \sigma_B &= \sqrt{\sigma_B^2} \\ \sigma_B^2 &= \frac{(2,7 - 3,468)^2 + (2,8 - 3,468)^2 + \dots + (4,3 - 3,468)^2 + (4,4 - 3,468)^2}{100} = ; \\ &= 0,1513 \text{ кг}^2 \end{aligned}$$

$$\sigma_B = \sqrt{0,1513\text{кг}^2} = 0,3896\text{кг}$$

Розрахуємо виправлену вибірккову дисперсію:

$$s^2 = \frac{n}{n-1} \sigma_B^2$$

$$s^2 = \frac{100}{99} \cdot 0.1513 = 1.5181 \text{ і } 1,2321.$$

Задаємо довірчу вірогідність $=0.95$. З таблиці 2.1 знаходимо для заданих значень $p=0.95$ і $n=100$ коефіцієнт Стьюдента $t_{0,95;100} = 2$. Визначаємо інтервал:

$$\bar{X}_g - t \frac{s^2}{\sqrt{n}} < \mu < \bar{X}_g + t \frac{s^2}{\sqrt{n}}$$

$$3.47 - 2 \cdot \frac{1.5181}{\sqrt{100}} < \mu < 3.47 + 2 \cdot \frac{1.5181}{\sqrt{100}}$$

або $3,166\text{кг} < \mu < 3,77\text{кг}$.

Зробити висновки за результатами роботи.

Таблиця 2.1 - Коефіцієнти Стьюдента

n	p											
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,95	0,98	0,99
2	0,16	0,33	0,51	0,73	1,00	1,38	2,0	3,1	6,3	12,7	31,8	63,7
3	13	29	45	62	0,82	1,06	1,3	1,9	2,9	4,3	7,0	9,9
4	13	28	42	58	77	0,98	1,3	1,6	2,4	3,2	4,5	5,8
5	13	27	41	57	74	94	1,2	1,5	2,1	2,8	3,7	4,6
6	13	27	41	56	73	92	1,2	1,5	2,0	2,6	3,4	4,0
7	13	27	40	55	72	90	1,1	1,4	1,9	2,4	3,1	3,7
8	13	26	40	55	71	90	1,1	1,4	1,9	2,4	3,0	3,5
9	13	26	40	54	71	90	1,1	1,4	1,9	2,3	2,9	3,4
10	13	26	40	54	70	88	1,1	1,4	1,9	2,3	2,8	3,3
11	13	26	40	54	70	88	1,1	1,4	1,8	2,2	2,8	3,2
12	13	26	40	54	70	87	1,1	1,4	1,8	2,2	2,7	3,1
13	13	26	40	54	70	87	1,1	1,4	1,8	2,2	2,7	3,1
14	13	26	39	54	69	87	1,1	1,4	1,8	2,2	2,7	3,0
15	13	26	39	54	69	87	1,1	1,3	1,8	2,1	2,6	3,0

16	13	26	39	54	69	87	1,1	1,3	1,8	2,1	2,6	2,9
17	13	26	39	54	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,6	2,9
18	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,6	2,9
19	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,6	2,9
20	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,9
21	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
22	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
23	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
24	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
25	13	26	39	53	69	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
26	13	26	39	53	68	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
27	13	26	39	53	68	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
28	13	26	39	53	68	86	1,1	1,3	1,7	2,1	2,5	2,8
29	13	26	39	53	68	86	1,1	1,3	1,7	2,0	2,5	2,8
30	13	26	39	53	68	85	1,1	1,3	1,7	2,0	2,5	2,8
40	13	26	39	53	68	85	1,1	1,3	1,7	2,0	2,4	2,7
60	13	25	39	53	68	85	1,1	1,3	1,7	2,0	2,4	2,7
120	13	25	39	53	68	85	1,1	1,3	1,7	2,0	2,4	2,6
до	13	25	39	52	67	84	1,1	1,3	1,7	2,0	2,3	2,6

Варіанти завдань:

1. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,5.

33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43
1	2	5	7	27	23	16	10	5	2	2

2. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,8.

15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
1	2	2	3	4	5	3	2	1	1	1	1

3. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,95.

52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
1	1	1	2	2	3	4	5	4	2	2	1

4. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,7

10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----

1	1	2	2	2	3	3	4	5	5	6	6
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

5. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,6.

1,9	2,0	2,1	2,2	2,3	2,4	2,5	2,6	2,7	2,8	2,9	3,0
1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1

6. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,5.

1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	2,2	2,3	2,4	2,5	2,6
1	2	2	3	4	5	3	2	1	1	1	1

7. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,4.

0,15	0,16	0,17	0,18	0,19	0,20	0,21	0,22	0,23	0,24	0,25	0,26
1	1	1	2	2	2	3	2	1	1	1	1

8. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,3.

100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111
1	3	5	7	18	8	6	4	3	2	2	1

9. Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,2.

1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	2,2	2,3
1	9	11	15	20	20	14	8	8	7	6	1

10.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,1.

0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,1	0,11	0,12	0,13	0,14
1	1	1	1	2	1	1	1	1	1

11.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,95.

48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58
1	7	23	39	54	61	34	20	11	10	6

12.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,8.

52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
1	2	2	3	4	5	3	2	1	1	1	1

13.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,7.

0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2
1	9	11	15	20	20	14	8	8	7	6	1

14.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,9.

4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	2	2	3	3	3	3	2	2	2	2	1

15.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,6.

2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24
1	1	1	2	5	8	14	8	8	6	4	2

16.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,4.

89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
1	1	2	2	2	2	4	5	3	2	1	1

17.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,9.

0,11	0,12	0,13	0,14	0,15	0,16	0,17
1	7	10	20	10	10	2

18.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,1.

3,1	3,2	3,3	3,4	3,5	3,6	3,7	3,8	3,9	4,0	4,1	4,2
1	1	2	2	2	2	4	5	3	2	1	1

19.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,3.

15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
1	1	2	2	2	2	4	5	3	2	1	1

20.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,4.

52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
1	1	1	2	2	3	4	5	4	2	2	1

21.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,3.

27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38
1	3	7	9	10	15	20	20	10	15	9	1

22.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,2.

52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
1	1	1	2	2	3	4	5	4	2	2	1

23.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,1.

5,21	5,22	5,23	5,24	5,25	5,26	5,27	5,28	5,29	5,30	5,31	5,32
1	4	6	14	20	20	20	15	10	5	4	1

24.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,2.

7,0	7,1	7,2	7,3	7,4	7,5	7,6	7,7	7,8	7,9	8,0	8,1
1	2	2	2	4	5	2	1	3	4	2	1

25.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,5.

52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
1	2	2	2	4	5	2	1	3	4	2	1

26.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,95.

32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43
1	2	2	4	4	4	5	3	2	1	1	1

27.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,8.

27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38
1	2	2	2	4	5	2	1	3	4	2	1

28.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,7.

0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6
1	1	2	2	3	3	4	3	3	2	2	1

29.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,4.

27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38
1	1	2	3	4	7	10	4	3	2	2	1

30.Задано статистичний розподіл. Довірча вірогідність 0,1.

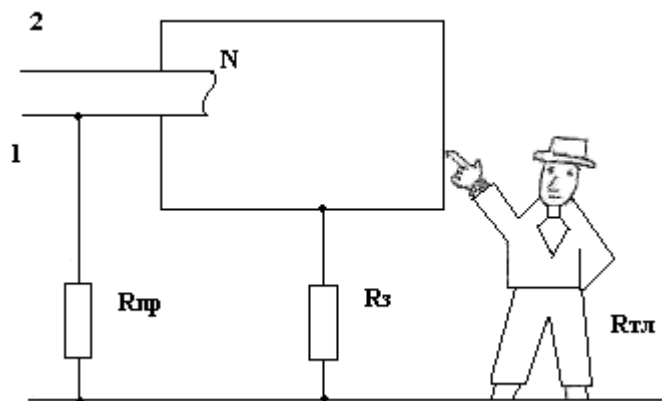
11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
1	1	1	1	1	1	2	2	1	1	1	1

3. ЕЛЕКТРИЧНЕ ПОЛЕ

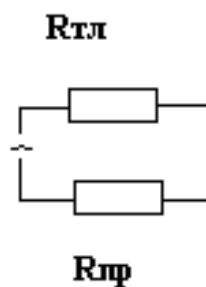
Завдання 3. Напруга мережі, що живить медичний апарат, дорівнює $U=220\text{В}$. Людина знаходиться на землі (на підлозі) і торкається корпусу апарата. Опір тіла людини рівний $R_{\text{ТЛ}}=1000\text{ Ом}$. Опір між провідником і людиною (через землю) рівний $R_{\text{ПР}}=5\text{ кОм}$. В результаті пошкодження ізоляції провідник з'єднався з корпусом апарата (відбувся «пробій на корпус»). Знайдіть напругу, яка буде на тілі людини, і струм, що протікає через неї, якщо апарат не заземлений.

Рішення: На малюнку 3.1 представлена загальна схема заземлення. Якщо апарат не заземлений, то принципова схема представлена на малюнку 3.2. Використовуючи закон Ома, знаходимо струм, що протікає через тіло людини;

$$I_{\text{ТЧ}} = \frac{U}{R_{\text{ПР}} + R_{\text{ТЧ}}} = 36,7\text{ мА}$$



Малюнок 3.1 - Загальна схема заземлення



Малюнок 3.2 - Принципова схема

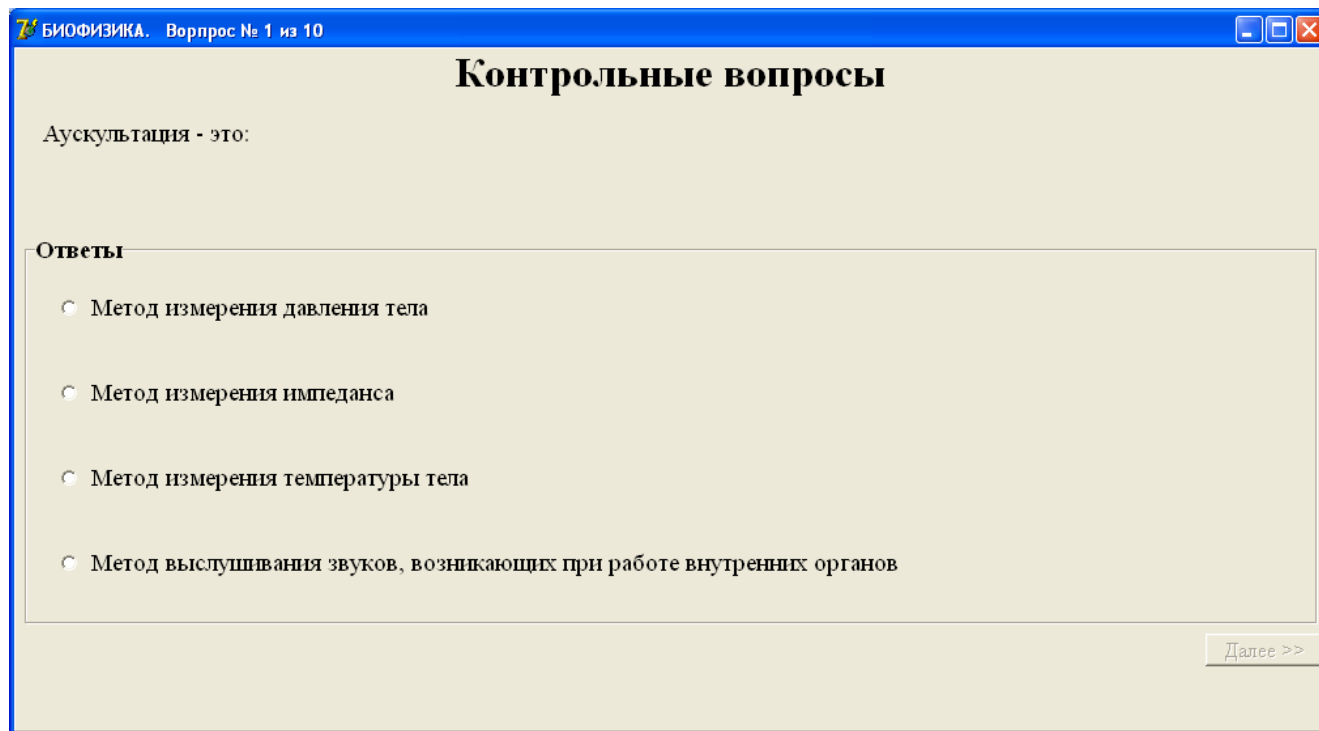
Варіанти завдань

Напруга мережі, що живить медичний апарат, дорівнює $U=220\text{В}$. Людина знаходиться на землі (на підлозі) і торкається корпусу апарата. Опір тіла людини рівний $R_{\text{ТЛ}}= 1000 \text{ Ом}$. Опір між провідником і людиною (через землю) дорівнює $R_{\text{пр}}=5 \text{ кОм}$. В результаті пошкодження ізоляції провідник з'єднався з корпусом апарата (відбувся «пробій на корпус»). Знайдіть напругу, яка буде на тілі людини, і струм, що протікає через неї, якщо апарат заземлений і опір заземлення дорівнює R_3 . Побудувати принципову схему і порівняти одержані дані зі значеннями порогу відчутного і невідпускаючого струмів.

Варіант	$R_3, \text{ Ом}$	Варіант	$R_3, \text{ Ом}$
1	4,0	16	3,8
2	5,0	17	3,9
3	3,0	18	4,3
4	3,2	19	4,4
5	4,1	20	5,4
6	4,2	21	5,5
7	3,7	22	6,0
8	3,6	23	5,6
9	3,5	24	5,7
10	3,4	25	5,8
11	3,45	26	6,1
12	5,2	27	6,2
13	5,3	28	6,3
14	4,5	29	6,5
15	5,1	30	6,4

Розроблена система тестування, що складається з двох основних програмних модулів. Перший модуль - це програма, яка безпосередньо займається тестуванням, а другий - програма, що допомагає викладачам формувати тести.

Зовнішній вигляд вікна програми, яка проводить тестування, простий і не містить зайвої інформації.



У заголовку вікна показується назва курсу, номер тестованого модуля, загальне число питань і номер питання, що ставиться. Нижче висвічується саме питання. У розділі «Відповіді» представлені варіанти відповідей, серед яких необхідно вибрати правильний один або декілька відповідей. При виборі варіантів відповіді активізується кнопка «Далі» і проводиться перехід до наступного питання.

Після відповіді на всі питання вікно програми має зелений колір, якщо студент відповів вірно на кількість питань більше, або рівне $K_{\text{ит}} - K_{\text{невір}}$ де,

$K_{\text{ит}}$ – кількість питань, що були задані

$K_{\text{невір}}$ –кількість невірних відповідей, які допускаються при проходженні тесту.

У вікні відображається кількість набраних студентом балів, система балів, за якими виставляється оцінка і назва курсу.

Якщо кількість набраних студентом балів не задовольняє вищезгаданому критерію, то вікно програми стає червоного кольору. Так само відображається кількість набраних студентом балів, система балів, за якою виставляється оцінка і назва курсу.

Одержані програми володіють дуже надійним і стійким криптографічним захистом.

1. Неможливо запустити одночасно два екземпляри програми тесту. Це досягається за рахунок того, що при запуску програма перевіряє список глобальних змінних Windows на наявність ключового слова, якщо ключове слово не зустрічається, то програма вносить в цей список необхідне ключове слово. При повторному запуску програма перевіряє дане ключове слово і, у разі його знаходження, повторно не запускається. При завершенні роботи програми ключове слово забирається із списку глобальних змінних Windows і робить можливим новий запуск програми. Для нового запуску програми необхідно закрити попередню копію.
2. Відбувається шифрування основних змінних і значень в оперативній пам'яті комп'ютера. Це робиться для неможливості злому програми за допомогою різноманітних програм зломщиків, скануючих оперативну пам'ять комп'ютера.
3. Файл, що містить програму, зашифрований, що не дозволяє проглянути список питань, які входять до даного тесту.

ПИТАННЯ ПЕРШОГО МОДУЛЯ

Аудіометрія – це:

метод вислуховування звуків різних органів

метод вимірювання гостроти слуху

метод побудови залежності інтенсивності звуку від частоти

метод вимірювання звукового тиску

Ультразвук:

поглинається повітряним середовищем

не поглинається повітряним середовищем

відбивається у повітряному середовищі

з'єднується з іншими елементами повітряного середовища

Швидкість розповсюдження ультразвуку залежить від:

середовища

стану середовища

властивостей і стану середовища

джерела ультразвуку

Імпеданс – це:

опір тканин організму

ємність тканин організму

індуктивність тканин організму

ступінь кровонаповнення судин

Імпеданс складається з:

індуктивного і ємнісного опорів

омічного і індуктивного опорів

омічного і ємнісного опорів

індуктивного, омічного і місткості опорів

Реографія – це:

метод вислуховування звуків різних органів

метод вимірювання опору тканин організму

метод вимірювання звукового тиску

метод визначення в'язкості крові

Джерелом простого звуку є:

одна нота на роялі

камертон

полум'я пальника

міський транспорт

Повна енергія тіла, що коливається, залежить від:

маси тіла, амплітуди, частоти

частоти і швидкості тіла

часу коливання

маси і періоду коливань

Звуковий тиск вимірюється в:

барах

одиницях ртутного стовпа

атмосферах

Паскалях

Об'єктивні характеристики звуку:

тембр, гучність

інтенсивність, звуковий тиск

швидкість звуку, висота тону

фаза, період

Суб'єктивні характеристики звуку:

інтенсивність, гучність

тембр, гучність

тембр, гучність, висота тону

звуковий тиск

Закон Вебера - Фехнера визначає:

інтенсивність звукових хвиль

гучність звуку

амплітуду звукових коливань

період звукових коливань

Аускультация – це:

метод вимірювання тиску тіла

метод вимірювання імпедансу

метод вимірювання температури тіла

метод вислуховування звуків, що виникають при роботі внутрішніх органів

Перкусія – це:

вислуховування звучання окремих частин тіла при їх простукуванні

дослідження органів слуху

дослідження шумів серця

метод вимірювання очного тиску

Частота коливань визначається за формулою:

$$\nu = \frac{1}{T}$$

$$\nu = 2\pi\omega$$

$$\nu = \frac{S}{t}$$

$$\nu = A \sin \omega t$$

Логарифмічний декремент згасання визначається за формулою:

$$\beta = \frac{r}{2m}$$

$$\lambda = \mathcal{D} \cdot t$$

$$\lambda = \frac{g}{v}$$

$$\delta = \lg \frac{A_{t_1}}{A_{t_1+T}}$$

Аудіограма – це:

графічна залежність довжини хвилі від частоти

графічна залежність інтенсивності звукової хвилі від часу

графічна залежність інтенсивності звукової хвилі від частоти

графічна залежність амплітуди від частоти

Одиниці вимірювання імпедансу:

Фаради

Генрі

Оми

см²

Хвиля – це:

розповсюдження коливань у просторі

розповсюдження звукових хвиль у просторі

розповсюдження частинок у середовищі

зміна положення тіла у просторі

Ультразвук – це:

звукові коливання високої частоти

розповсюдження вільних коливань

розповсюдження звукових хвиль у просторі

розповсюдження коливань в пружному середовищі з частотами понад 20 кГц

Ультразвук:

відбивається на межі розділу середовищ

не відбивається на межі розділу середовищ

поглинається на межі розділу середовищ

розчиняється у середовищі

Кавітація – це:

розчинення повітря в рідких середовищах

розповсюдження звукових хвиль на поверхні тіла

виникнення бульбашок у місцях дії ультразвукових хвиль

осадження суспензій

Повний опір тканин організму визначається за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}$$

$$Z = \frac{U}{R}$$

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}$$

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}$$

Крива порогу чутності – це:

чутність пацієнта на певній частоті

стандартизована крива слуху

залежність інтенсивності звукової хвилі від частоти

залежність частоти від звукового тиску

Питомий опір залежить від:

температури тіла

геометричних розмірів зразка

властивостей середовища

температури навколишнього середовища

Одиниці вимірювання питомого опору:

Ом

Ом⁻¹

Ом•см

Ом/см

Метод вимірювання електропровідності тканин – це:

реографія

гальванометрія

термографія

аудиометрія

Від яких характеристик залежить опір живої тканини:

властивостей навколишнього середовища

віку пацієнта, температури тіла, тиску

емоційного стану пацієнта

фізичних характеристик пацієнта і навколишнього середовища

Частотна залежність імпедансу для мертвої тканини – це:

парабола

пряма

еліпс

гіпербола

Лінійна частота – це:

максимальний зсув

час одного повного коливання

число коливань за одиницю часу

відстань, на яку відхиляється система від положення рівноваги

Спосіб представлення коливань за допомогою вектора, що обертається, називається:

розгорненою діаграмою

круговою діаграмою

плоскою діаграмою

векторною діаграмою

Стан коливальної системи у будь-який момент часу характеризує:

частота

зсув

фаза

амплітуда

Гармонійний спектр коливань – це:

число коливань за одиницю часу

число коливань у даній точці простору

число гармонійних складових, на які розкладається складне коливання

число гармонійних коливань, що здійснюються за одну секунду

Автоколивальна система складається з:

джерела енергії, споживача, передавача

джерела коливань, коливальної системи, механізму зворотнього зв'язку

сили що вимушує, коливальної системи, сили тертя

джерела енергії, коливальної системи, сили реакції опори

Швидкість, з якою коливання розповсюджуються у просторі:

фазова

лінійна

хвилева

швидкість коливань

Найменша відстань, на яку розповсюджується хвиля за час одного періоду:

зсув

шлях

довжина хвилі

амплітуда

Енергія коливань всіх частинок, що знаходяться у одиниці об'єму хвильового простору - це:

сумарна енергія

об'ємна щільність енергій

щільність потоку енергії

інтенсивність хвилі

Якщо коливання частинок у звуковій хвилі гармонійні, то такий тон звуку називається:

простим

складним

шумом

гармонійним

Якщо коливання частинок у звуковій хвилі не гармонійні, але періодичні, то такий тон звуку називається:

простим

складним

шумом

не гармонійним

Якщо складні звукові коливання не періодичні, міняють свою інтенсивність, частоту і фазу, то такий звук називається:

простим

складним

шумом

не гармонійним

Аудіометр – це прилад, який застосовується для дослідження:

серця

легенів

слуху

опори тканин

Гідродинаміка вивчає:

закони руху і сили взаємодії у газах

закони коливального руху

закони розповсюдження звукових хвиль

закони руху і сили взаємодії у рідинах

Рівняння нерозривності струменя має вигляд:

$$\frac{g_1}{g_2} = \frac{S_2}{S_1}, gS = const$$

$$PV + mgh + \frac{m g^2}{2} = const$$

$$F_\eta = \eta \frac{d g}{dx} S$$

$$\frac{\eta_2}{\eta_1} = \frac{V_1}{V_2}$$

Рівняння Бернуллі має вигляд:

$$\frac{\varrho_1}{\varrho_2} = \frac{S_2}{S_1}, \varrho S = const$$

$$PV + mgh + \frac{m\varrho^2}{2} = const$$

$$F_\eta = \eta \frac{d\varrho}{dx} S$$

$$\frac{\eta_2}{\eta_1} = \frac{V_1}{V_2}$$

Формула Ньютона має вигляд:

$$\frac{\varrho_1}{\varrho_2} = \frac{S_2}{S_1}, \varrho S = const$$

$$PV + mgh + \frac{m\varrho^2}{2} = const$$

$$F_\eta = \eta \frac{d\varrho}{dx} S$$

$$\frac{\eta_2}{\eta_1} = \frac{V_1}{V_2}$$

Формула Гагена -Пуазейля має вигляд:

$$\frac{\varrho_1}{\varrho_2} = \frac{S_2}{S_1}, \varrho S = const$$

$$PV + mgh + \frac{m\varrho^2}{2} = const$$

$$F_\eta = \eta \frac{d\varrho}{dx} S$$

$$\frac{\eta_2}{\eta_1} = \frac{V_1}{V_2}$$

Перебіг рідини називається стаціонарним, якщо з часом швидкість частинок рідини у кожній точці потоку:

змінюється

не змінюється

змінюється за законом синуса або косинуса

змінюється пропорційно швидкості зміни потоку

Ідеальною називається рідина:

що має внутрішнє тертя

що стискається

що не має внутрішнього тертя і не стискається

при високих температурах

Статичний тиск – це тиск:

обумовлений зовнішніми причинами

обумовлений ваговим тиском одного шару рідини на іншій

що створюється рухомою рідиною

що створюється нерухомою рідиною

Гідростатичний тиск – це тиск:

обумовлений зовнішніми причинами

обумовлений ваговим тиском одного шару рідини на іншій

що створюється рухомою рідиною

що створюється нерухомою рідиною

Динамічний тиск – це тиск:

обумовлений зовнішніми причинами

обумовлений ваговим тиском одного шару рідини на іншій

що створюється рухомою рідиною

що створюється нерухомою рідиною

Статичний тиск вимірюється при допомозі:

віскозиметра

манометричної трубки

аудиометра

тензодатчика

Гідродинамічний парадокс – це явище спостерігається:

коли тиск менший за атмосферний

коли тиск більший за атмосферний

коли тиск рівний атмосферному

коли тиск рівний нулю

В'язкість – це:

сили взаємодії між частинками потоку

сили взаємодії між шарами рідини

сили переміщення молекул рідини

сили зміни швидкості рідини

В'язкість не залежить від:

градієнта швидкості

площі шарів, що стикаються

природи рідини

тиску рідини

Коефіцієнт в'язкості у системі СІ вимірюється в:

Пз

Па•с

Па

атм.

Коефіцієнт в'язкості у медицині вимірюється у:

Пуаз

Па•с

Па

атм.

Для визначення в'язкості використовують метод:

Ньютона

Архімеда

Паскаля

капілярного віскозиметра

Перебіг рідини називається ламінарним, якщо:

відбувається перемішування шарів рідини

шари рідини не перемішуються

шари рідини змінюють свою швидкість

відбувається зміна тиску шарів

Перебіг рідини називається турбулентним, якщо:

відбувається перемішування шарів рідини

шари рідини не перемішуються

шари рідини змінюють свою швидкість

відбувається зміна тиску шарів

Швидкість називається критичною, якщо

перебіг рідини стає некерованим

перебіг рідини змінить свій напрям

ламінарна течія переходить у турбулентну

турбулентна течія стає ламінарною

Критична швидкість рідини не залежить від:

діаметру трубки

в'язкості рідини

числа Рейнольдса

тиску

Перебіг крові в артеріях за нормальних умов є:

стаціонарним

турбулентним

ламінарним

динамічним

Ударний об'єм крові – це додатковий об'єм крові, який викидається:

при скороченні лівого шлуночка в аорту

при скороченні правого шлуночка в аорту

при скороченні серця у капіляри

при скороченні серця в артеріоли

Пульсовою хвилею називається розповсюдження:

імпульсу сили по капілярах

імпульсу тиску по стінках судин

коливань у судинах

звуку у середовищі

Швидкість розповсюдження пульсової хвилі не залежить від:

модуля пружності

щільності

температури

радіусу судини

Метод графічної реєстрації пульсової хвилі називається:

реографією

аудиометрією

сфігмографією

термографією

З віком швидкість пульсової хвилі:

збільшується

зменшується

не змінюється

змінюється за експоненціальним законом

Виберіть характеристику, яка не відповідає коливальному руху:

переміщення

період

інтенсивність

фаза

Виберіть характеристику, яка не відповідає звуковим хвилям:

тиск

інтенсивність

в'язкість

тембр

Виберіть характеристику, яка не відповідає хвилевому руху:

фазова швидкість

довжина хвилі

об'ємна щільність енергій

гучність

Виберіть характеристику, яка не відповідає гемодинаміці:

гідростатичний тиск

об'ємна щільність енергій

в'язкість

критична швидкість

Якщо у формулі Ньютона площа шарів що перетинаються дорівнює одиниці і градієнт швидкості дорівнює одиниці, то сила внутрішнього тертя дорівнює: одиниці

нулю

коефіцієнту в'язкості

негативному значенню

Метод падаючої кульки для визначення в'язкості рідини заснований на законі:

Стокса

Гагена-Пуазейля

Ньютона

Паскаля

Яка з сил не діє на кульку, що знаходиться у рідині:

сила тяжіння

сила реакції опори

виштовхуюча сила

сила тертя

Якщо інтенсивність звукової хвилі 10^{-9} Вт/м², то в децибелах ця величина буде дорівнювати:

10

20

30

40

Атенюатор – це пристрій, що дозволяє:

зменшити потужність звукового генератора

вимірювати в'язкість рідини

змінювати період коливань

вимірювати швидкість пульсової хвилі

Сукупність біохімічних змін, що відбуваються в організмі називається:

авітаміноз

метаболізм

біогенез

атеросклероз

В'язкість рідини:

зменшується з підвищенням температури

не залежить від температури

збільшується з підвищенням температури

залежить від температури тільки в області низьких температур

МОДУЛЬ 2 ДІАГНОСТИЧНІ ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ. ОПТИКА.

МЕМБРАНИ

ТЕМА 4 ДІАГНОСТИЧНІ ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ

4.1 Медична електроніка

Розвиток сучасної медицини обумовлений використанням методів, в основі яких лежать електронні прилади і пристрої. Тому, для грамотного керування і правильного використання електронної діагностичної і лікувальної апаратури, професійна освіта лікаря вважає своїми завданнями:

- Вивчення медико-біологічних та технічних характеристик об'єкту дослідження.
- Фізико-технічних характеристик електронних пристроїв, що використовуються у медицині.

Медична електроніка — це область електротехніки, яка займається розробкою, виготовленням та експлуатацією електронних приладів для діагностики, лікування і профілактики захворювань.

Класифікація діагностичної і лікувальної апаратури представлена на мал.

4.1 У цій послідовності ми і її розглядатимемо у нашому курсі.

4.1.1 Діагностичні електронні системи

Пристрої з'яому медичної інформації (ПЗМІ) — це пристрої, що забезпечують отримання сигналів, пов'язаних з явищами і процесами, що відбуваються в живих організмах.

Класифікація ПЗМІ представлена на мал. 4.2

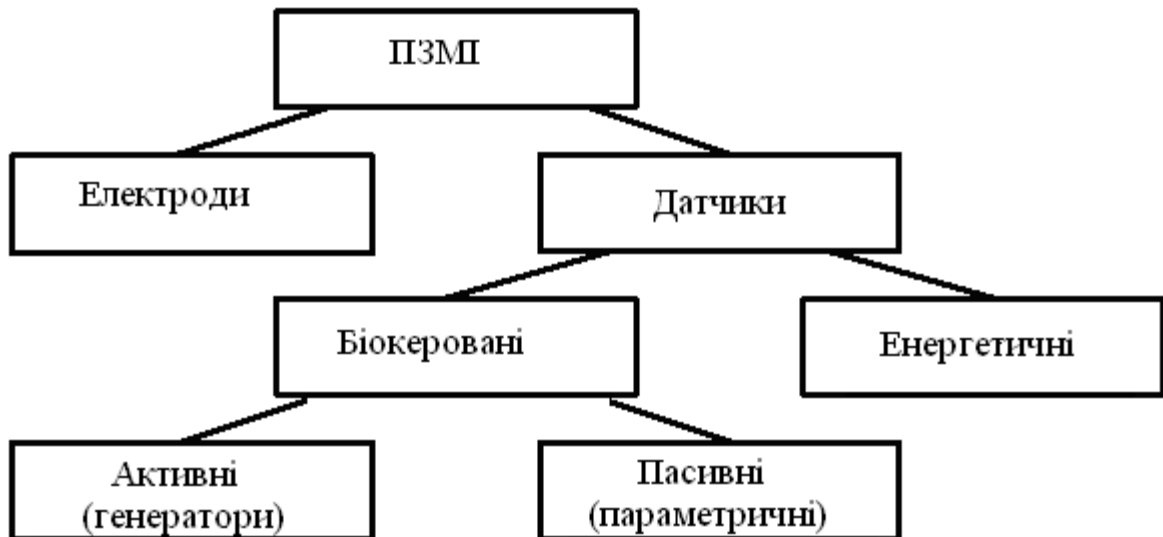
Основні вимоги, що пред'являються до ПЗМІ.

1. Мінімум спотворення корисного сигналу.
2. Максимальна перешкодозахищеність.
3. Зручність розміщення у необхідному для вимірювання місці.
4. Відсутність дратівливої дії.
5. Можливість багатократного використання і стерилізації без зміни характеристик.

Електроди — це провідники спеціальної форми для знімання електричних сигналів тих, що реально існують в організмі.



Малюнок 4.1-Класифікація медичної електронної апаратури



Малюнок 4.2- Класифікація пристроїв з'йому медичної інформації

Різного вигляду електроди використовуються і для підведення до організму зовнішньої дії.

Електроди, як пристрої з'йому, розрізняються:

1. За виглядом реєстрованого сигналу (ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ, ЕГГ, ЭОГ і ін.).
2. За матеріалом (металеві, вугільні, скляні). Скляні правильно називати електролітичними, оскільки провідником є розчин електроліту (*KCl* і ін.).
3. За конструкцією (плоскі, голчаті, багатоточкові).
4. За площею (чим менша площа, тим більш локально відводяться біопотенціали).
5. За призначенням: одноразові — використовуються в кабінеті функціональної діагностики; тривалого спостереження — в палатах реанімації; динамічного спостереження — у фізіології праці і спорту; екстреного застосування — швидка допомога.

6. За місцем розташування (поверхневі і вколюючі). Поверхневі електроди повинні мати контактний опір 10—15 кОм, тому їх накладають через струмопровідні пасти і прокладки.

Дуже часто доводиться реєструвати зміну характеристик організму і навколишнього середовища, які за своєю природою не є електричними. Їх називають вхідні неелектричні величини, обумовлені життєвими функціями, до них відносяться:

1. Механічні (переміщення, швидкість, прискорення, акустичні параметри, тиск, вібрації і ін.).
2. Фізичні (теплові: температура, енергія, кількість теплоти; електричні: характеристики електричного, магнітного поля, імпеданс і ін.; оптичні: показник заломлення, сила світла, освітленість, яскравість; атомні і ядерні: спектральний склад, маса атомів і ядер, активність випромінювання, дози і ін.).
3. Хімічні (хімічний склад, концентрація, рН).
4. Фізіологічні (кровонаповнення, пульс і ін.).

Для вимірювання цих величин використовуються датчики (перетворювачі).

***ДАТЧИКИ** — це ПЗМІ, які своїм чутливим елементом реагують на дію вимірюваної величини і здійснюють перетворення цієї дії у форму, зручну для подальшого посилення, реєстрації, обробки (як правило, в електричні сигнали).*

У *енергетичних датчиках* створюється немодульований (з незмінними параметрами) потік енергії. Вимірюваний параметр змінює цей потік (модулює), ці зміни реєструються чутливим елементом. Таким чином, загальну схему вимірювання енергетичними датчиками можна представити так: джерело енергії —

об'єкт дослідження — чутливий елемент. Як приклад розглянемо три види енергетичних датчиків, представлених на мал. 4.3

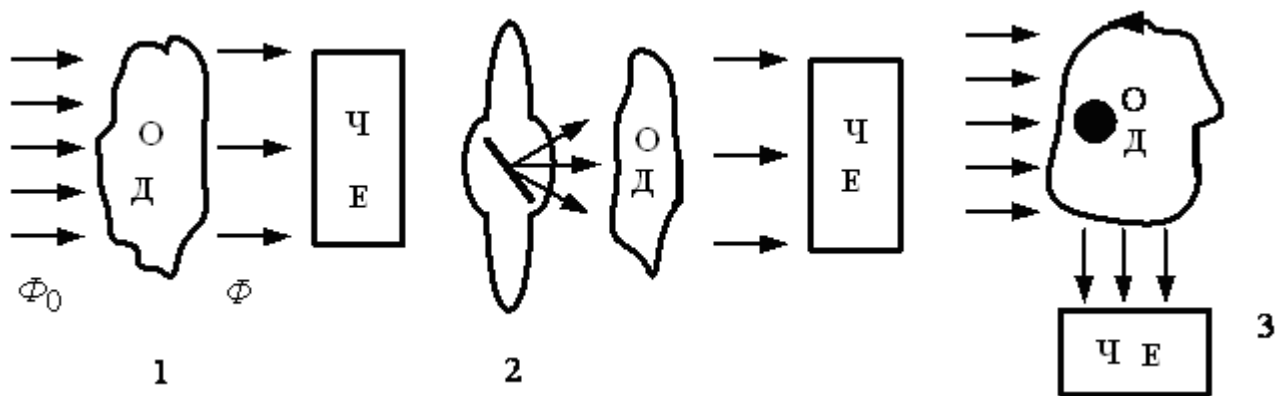
У *фотоелектричному датчику* (1) створюється світловий потік Φ_0 . При проходженні через тканини організму потік змінюється. Як реєструючий пристрій може використовуватися фоторезистор, фотоелемент, фотопластина.

У *рентгенівських датчиках(апаратах)* (2), як джерело випромінювання використовуються рентгенівські промені, а як чутливий елемент — фотопластина, люмінесцентний екран, рентгеночутливий екран.

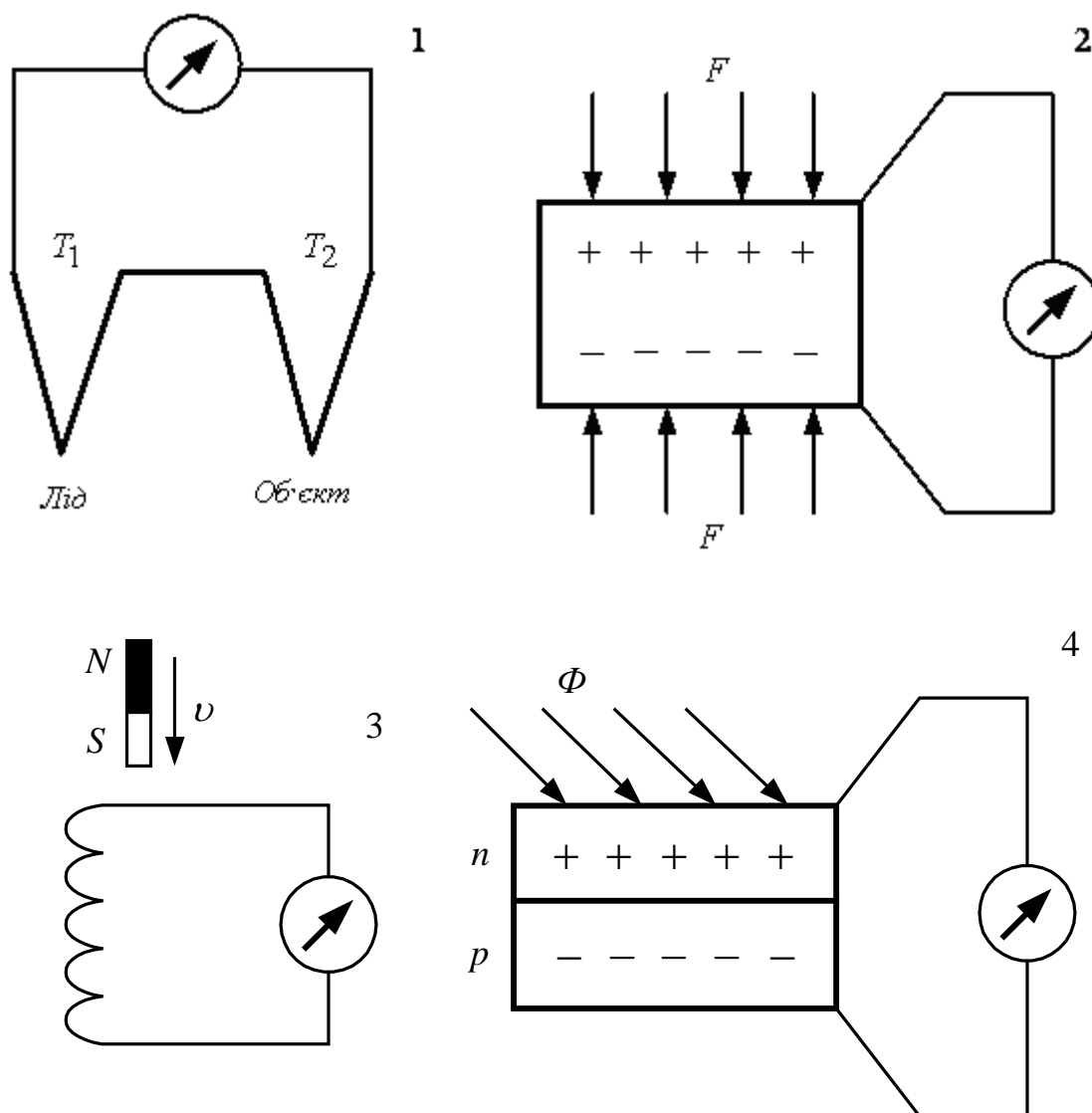
При *ультразвуковому дослідженні* — (УЗД) (3) використовується потік УЗ-хвиль, а для реєстрації, як правило, п'єзодатчики.

У *біокерованих активних (генераторних) датчиках* під впливом вимірюваної величини генеруються пропорційні їй електричні сигнали. Датчики, що найбільш часто вживаються: термопари (1), тензодатчики (2), індукційні (3), напівпровідникові вентильні фотоелементи (4). Їх схеми представлені на мал. 4.4

У *термопарах* є два спаї, в яких з'єднуються два різні провідники або напівпровідники. У кожному із спаїв створюються контактні різниці потенціалів. Сумарна різниця потенціалів визначає ЕРС термопари. ЕРС пропорційна різниці температур спаїв $\varepsilon = k(T_1 - T_2)$, де k залежить від типу провідників або напівпровідників, що використовуються для сполучення.



Малюнок 4.3-Енергетичні датчики

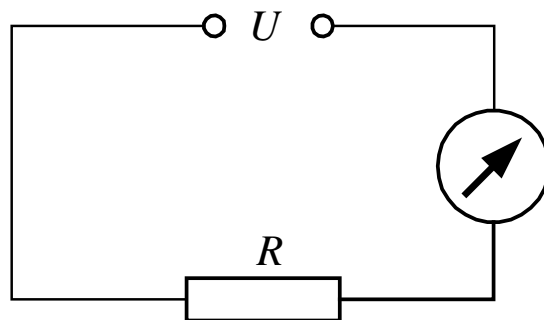


Малюнок 4.4- Біокеровані активні датчики

У *тензодатчиках* використовується прямий п'єзоелектричний ефект — при дії на деякі кристали (кварцу, титанату барію і інших) зовнішньої сили, внаслідок структурної поляризації, на поверхні цих кристалів з'являється різниця потенціалів, пропорційна прикладеній силі.

В *індукційних* датчиках, при переміщенні постійного магніту щодо котушки, виникає ЕРС індукції, яка визначається за законом Фарадея $\varepsilon = -\Delta\Phi/\Delta t$. Зрештою ЕРС пропорційна швидкості переміщення постійного магніту.

У *напівпровідникових вентильних фотоелементах* використовуються кристали селену. Усередині селенової пластини, за рахунок технології виготовлення, створюється замикаючий шар, що не пропускає основних носіїв заряду. При освітленні фотоелемента, у верхньому шарі, виникають пари електрон-дірка. За рахунок замикаючого шару вони розділяються, і утворюється фото ЕРС, пропорційна світловому потоку.



Малюнок 4.5- Біокеровані пасивні датчики

Біокеровані пасивні (параметричні) датчики є замкнутим електричним ланцюгом (мал. 4.5), до складу якого входять: джерело постійної або змінної напруги, вимірювальний прилад (амперметр) та опір R , величина якого змінюється пропорційно зміні вимірюваного неелектричного сигналу організму. За законом Ома

пропорційно змінюється і струм в ланцюзі, тому шкала вимірювального приладу градується в одиницях вимірюваної неелектричної величини. За типом опору параметричні датчики підрозділяються на: резистивні, ємнісні, індуктивні та контактні.

У **резистивних** датчиках використовуються: активний змінний опір, двигок якого переміщається пропорційно механічному переміщенню органів тіла людини; терморезистор, величина якого змінюється пропорційно температурі вимірюваного об'єкту; фоторезистор, у якого опір змінюється при зміні світлового потоку. Як опір можна підключати безпосередньо тканини організму. У цьому випадку вимірюється імпеданс (загальний опір тканини відносно змінного струму).

У **ємнісних** датчиках опором є конденсатор. Як відомо, ємність конденсатора визначається за формулою:

$$C = \varepsilon \frac{\varepsilon \varepsilon_0 S}{4\pi d},$$

а величина ємнісного опору $R = \frac{1}{\omega C}$.

Таким чином, ємнісний опір змінюється при зміні відносної діелектричної проникності (ε), площі пластин (S), відстані між пластинами (d). Величина цих параметрів змінюється або при механічному переміщенні частин тіла, або при зміні вологості та температури середовища між пластинами конденсатора.

У **індуктивних** датчиках використовується котушка з феромагнітним сердечником. Її індуктивність (L) залежить від магнітної проникності сердечника (μ),

числа витків котушки (n), розмірів котушки (d, l). Величина індуктивного опору визначається за формулою: $R_L = \omega L$.

У контактних датчиках замість опору використовуються два контакти, які замикаються або розмикаються при періодичному русі, наприклад, при зміні розмірів грудної клітки при вдиху і видиху.

Для правильного використання датчиків необхідно знати їх метрологічні характеристики. Датчики повинні періодично перевірятися метрологічними службами.

До метрологічних характеристик відносяться:

1. **Чутливість** — це зміна вихідного сигналу при зміні вхідного сигналу на одиницю. Наприклад, чутливість терморпарі визначається за формулою:

$$k = \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta t}.$$

2. **Межа чутливості** — мінімальне значення зміни вхідного сигналу, яку можна зареєструвати за допомогою датчика.

3. **Динамічний діапазон** — діапазон вхідних неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення, що реєструється датчиком без спотворення.

4. **Похибність** — різниця між вимірним і дійсним значеннями величини.

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

Як приклади використання датчиків розглянемо вимірювання температури, параметрів системи дихання таі серцево-судинної системи.

Розрізняють температуру поверхні і температуру ядра тіла. Температура поверхні тіла залежить не тільки від стану організму, але і від зовнішнього середовища: температури і тиску повітря, його вологості. Тому, як правило, температуру поверхні вимірюють з погляду симетричності температурних полів лівої і правої областей тіла людини. Температура ядра є стабільнішим показником і визначається, в основному, за станом внутрішнього середовища організму. Вимірюють температуру ядра безпосереднім введенням датчика у м'яз або окремі органи, ректальну температуру - в порожнині рота, в пахвовій западині, паховій області, пупковій ямці. Для вимірювання температури людського тіла, як датчики, використовуються: напівпровідникові термоопори (термістори), та термоелементи (термопари).

Основними параметрами системи дихання є частота та глибина дихання. Вимірювання цих параметрів проводиться за механічним переміщенням грудної клітки при вдиху і видиху по протилежно направлених потоках повітря, що мають різну температуру і вологість. Механічні переміщення грудної клітки оцінюють контактними і резистивними (з активним опором) датчиками. Потоки повітря вимірюють ємнісними датчиками, термісторами, термопарою.

Для оцінки діяльності серцево-судинної системи використовуються неелектричні параметри: частота пульсу, параметри пульсової хвилі, тиск при діастолі і систолі, шуми серця, механічні переміщення органів і тканин, пов'язані з одномоментним викиданням ударного об'єму крові з лівого шлуночку і ін. Частоту пульсу і пульсові хвилі (сфігмографія) вимірюють тензодатчиками. Механічні переміщення грудної клітки у області верхівкового поштовху (сейсмографія) оцінюють

індукційними датчиками. Тони і шуми серця (фонокардіографія) вимірюють за допомогою мікрофонів, які являють собою датчики індукційної системи. Для вимірювання тиску використовують тензодатчики, в основу яких покладено п'єзоефект. Ці датчики вносять у крупні кровоносні судини та в порожнини серця. Дослідження кровонаповнення та оцінка тонуусу кровоносних судин (плетизмографія) проводиться імпедансометричними і енергетичними датчиками та фотоелектричними і тензодатчиками. Визначення швидкості кровотоку проводиться енергетичними ультразвуковими датчиками, основою методу вимірювання якого є ефект Доплера.

Електричні сигнали на виході ПЗМІ, як правило мають малу величину (амплітуду). Для їх реєстрації необхідне підсилення. Цього можна досягти використовуючи пристрої підсилення (ПП).

Пристрої підсилення напруги, струму, потужності електричних коливань за рахунок енергії стороннього джерела називаються підсилювачами коливань.

Принципові схеми простого підсилювача напруги представлені на мал. 4.6 а і 4.6 б.

Елементною основою підсилювача є вакуумний або напівпровідниковий тріод, (транзистор). Не вдаючись в подробиці роботи підсилювача, розглянемо загальні принципи підсилювача напруги.

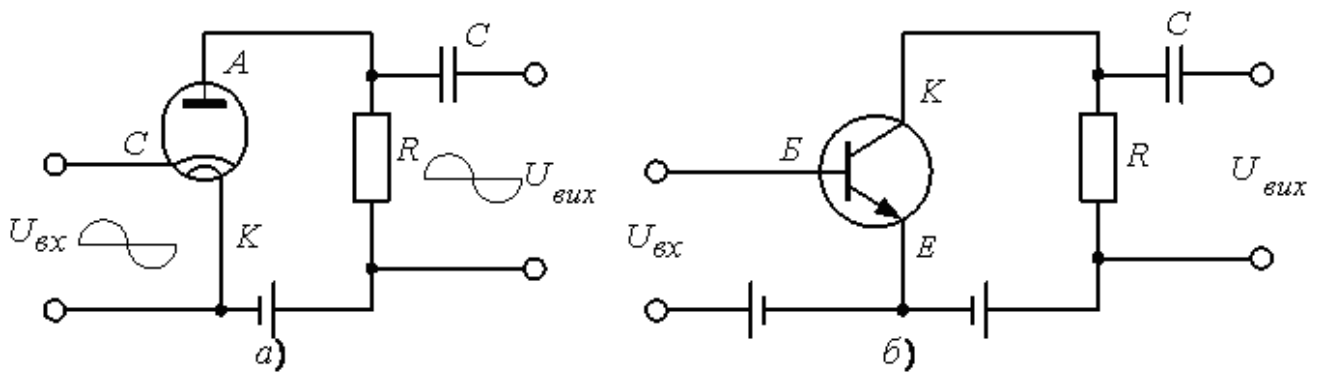
1. На сітці лампи коливання вхідної напруги створюють пропорційні коливання анодного струму (у разі використання транзистора - коливання струму в ланцюзі емітер-колектор).
2. Змінний анодний струм створює на опорі, навантаження R , пульсуючу напру-

гу, що складається з постійної та змінної складової.

- Змінна складова цієї напруги, виділена за допомогою розподільного конденсатора, і є посиленою вихідною напругою.

З розглянутого видно, що принципові схеми і принцип роботи вакуумного та транзисторного підсилювачів ідентичні.

Головним параметром підсилювача є коефіцієнт підсилення. Він показує у скільки разів амплітуда вихідної напруги більша амплітуди вхідної напруги.



Малюнок 4.6-Підсилювачі напруги

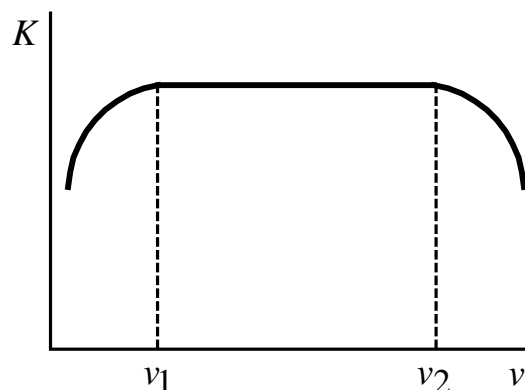
$$k = \frac{U_{m.vix}}{U_{m.vx}}$$

Наведені схеми підсилювачів є однокаскадними. Для реєстрації електричних сигналів одного каскаду, як правило, буває недостатньо, тому використовують підсилювачі з декількох каскадів, що підключаються послідовно один з одним. Коефіцієнт підсилення багатокаскадного підсилювача дорівнює:

$$k = k_1 \cdot k_2 \cdot k_3$$

При використанні підсилювачів у медицині важливо, щоб форма вихідної напруги відповідала формі вхідної напруги. Підсилювач повинен не спотворюва-

ти підсилений сигнал, інакше виникатимуть серйозні помилки у діагностиці захворювань. Розрізняють три види спотворення сигналів в підсилювачах: амплітудні, за рахунок сіткових струмів та частотні. Ці спотворення усуваються розробниками підсилювачів відповідно представленій інформації про параметри підсилювальних сигналів. Частотні спотворення пов'язані з, так званою, смугою пропускання підсилювачів. Для кожного підсилювача визначається частотна характеристика — це залежність коефіцієнта підсилення від частоти гармонійного сигналу, що подається на вхід підсилювача. Частотна характеристика представлена у графічній формі на мал. 4.7. Смуга частот від ν_1 до ν_2 , в межах якої коефіцієнт підсилення практично не змінюється, називається смугою пропускання підсилювача. Біологічні сигнали не є гармонійними, проте їх можна розкласти на суму гармонік, що розрізняються за частотою та амплітудою. Якщо усі частоти гармонік входять у смугу пропускання, то спотворень не буде. Якщо хоч би одна гармонійна складова виходить за межі смуги пропускання, то сигнал на виході не відповідатиме сигналу на вході, відбудеться спотворення сигналу.



Малюнок 4.7-Частотна характеристика

Оскільки біологічні криві розрізняються за гармонійним спектром, то підсилювачі для одного сигналу, наприклад ЕКГ, не можуть використовуватися для посилення іншого виду сигналів — ЕЕГ, ЕМГ і ін.

Для того, щоб використовувати підсилювачі електричних потенціалів, що виникають в організмі людини і тварин, необхідно чітко уявляти собі біоелектричну активність органів людини та їх характеристики.

Біоелектрична активність характеризується наступними параметрами:

1. Діапазон амплітуд електричних коливань складає від одиниць мкВ до одиниць мВ.
2. Діапазон частот охоплює область частот від доль Гц до 10 кГц.
3. Внутрішній опір тканини не є чисто активним і складає близько тисяч і десятків тисяч Ом.

Окрім цього при реєстрації біопотенціалів доводиться мати справу з наступними особливостями:

- а) реєстрація біоелектричних процесів, як правило, проводиться при одночасному записі декількох сигналів.
- б) при реєстрації об'єкт знаходиться в полі дії різного роду полів, які іноді досягають великого рівня у порівнянні з рівнем реєстрованого потенціалу.

Вельми низькі амплітуди біопотенціалів з одного боку і великі напруги, які необхідно подати на реєструючі пристрої, з іншого боку, примушують конструювати підсилювачі з великим коефіцієнтом підсилення (до декількох мільйонів разів).

Малі вхідні напруги призводять до того, що у підсилювачах доводиться зважати на власні шуми вхідних каскадів, а із-за великого коефіцієнта підсилення зі схильністю їх до самозбудження.

Необхідність пропускання дуже низьких частот ускладнює живлення підсилювача від одного загального джерела живлення. Це робить підсилювач дуже чутливим до повільних змін напруги джерел живлення, а роботу підсилювача нестійкою.

У зв'язку з великим опором тканини вхідний опір підсилювача повинен бути великим.

Одночасна реєстрація декількох процесів на одному об'єкті призводить до того, що входи підсилювачів виявляються сполученими між собою через опір тканин.

Для боротьби з перешкодами екрануються: об'єкт, вхідні елементи підсилювачів та самі підсилювачі.

Вхідні каскади підсилювачів повинні задовольняти наступним вимогам:

1. Рівень власних шумів повинен бути дуже низький.
2. Вхідний опір каскаду і власне всього підсилювача повинні бути великими.
3. Каскад повинен бути захищений від механічних коливань.
4. Схема каскаду повинна давати можливість проводити реєстрацію декількох процесів і без екрануючої камери.

У таблиці 4.1 перераховані основні параметри електрографічних сигналів.

Таблиця 4.1-Основні параметри електрографічних сигналів

Параметри	Найменування методу				
	ЕКГ	ЕЕГ	ЕМГ	ЕОГ	ЕГГ
Амплітуда; мВ	0,1-5,0	0,01-0,5	0,01—50	0,05-0,2	0,1-1,0
Смуга частот;Гц	0,5—400	1-1000	1—10000	0,5-15	0,01-10
Динамічний діапазон; дцБ	60—65	60—70	-	-	-

Пристрої відображення і реєстрації медичної інформації (ПВРМІ) дозволяють одержати у графічній або інших формах характеристики параметрів контролюючого об'єкту.

Пристрої відображення здійснюють тимчасове представлення інформації, а пристрої реєстрації дозволяють тривалий час зберігати інформацію і багато разів звертатися до неї для подальшої обробки та глибшого аналізу. Класифікація ПВРМІ представлена на мал. 4.8

Аналогові реєструючі пристрої застосовуються для уявлення інформації про зміну одного або декількох параметрів, які бажано контролювати безперервно (наприклад, при реєстрації ЕКГ). Дія аналогових ПВРМІ заснована на загальному принципі - дія постійного магнітного поля на провідник зі струмом.

Дротяну рамку поміщають між полюсами постійного магніту (мал. 4.9). На

клеми рамки подається змінна напруга від пристрою підсилення, що відповідає зміні реєстрованого параметра організму людини. У рамці виникає струм пропорційний прикладеній напрузі. У лівій та правій частинах рамки струми протилежно направлені. Виникає пара сил, які повертають рамку навколо вісі. Кут повороту пропорційний прикладеній напрузі. Прилади, засновані на цьому принципі, називаються приладами електромагнітної системи.

У *показуючих* (стрілочних) приладах рамка сполучена із стрілкою, яка повертається разом з рамкою і вказує на шкалі величину реєстрованого параметра. Шкала приладу проградуєвана в одиницях вимірювання реєстрованого параметра.

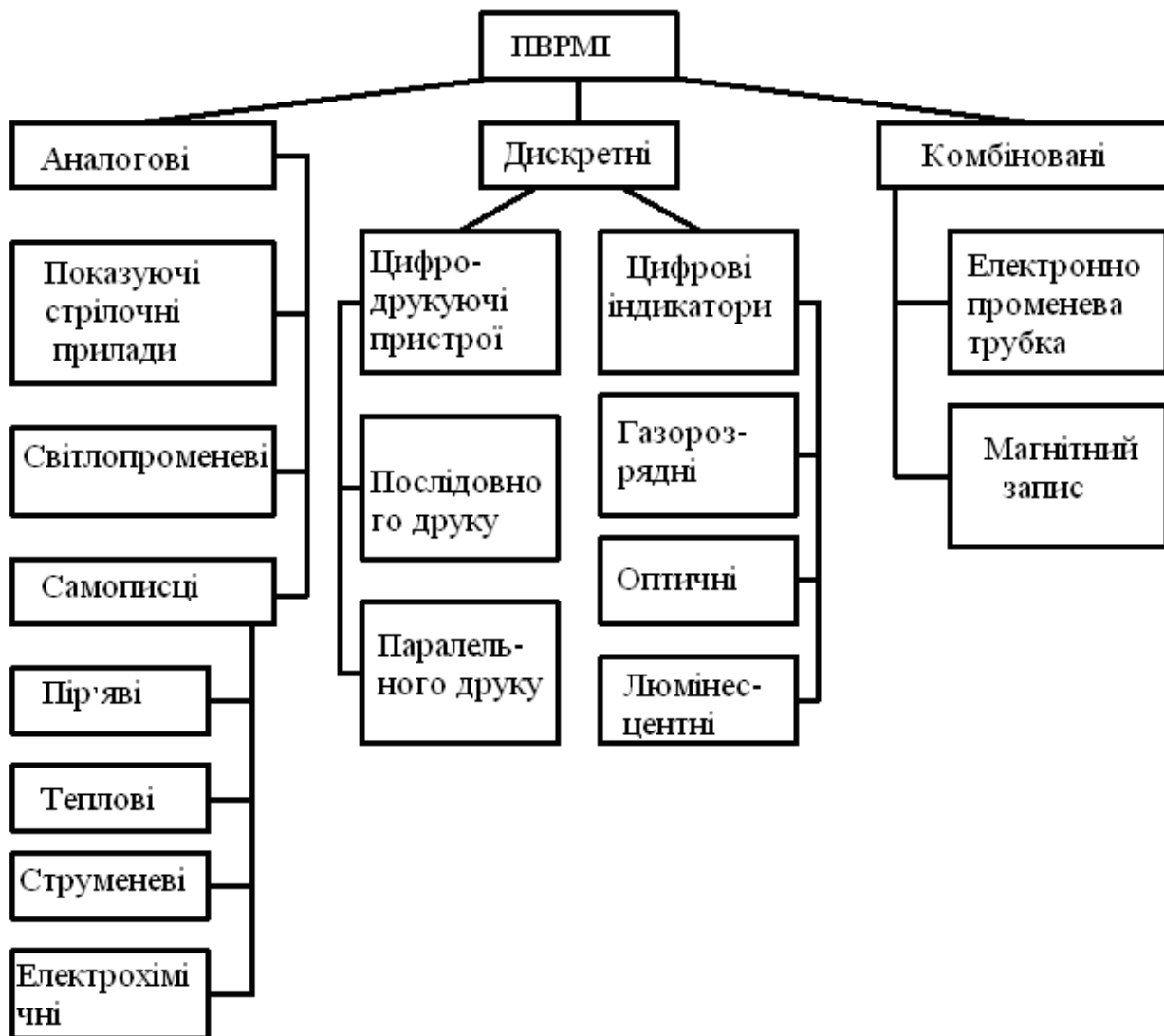
У *світло променевих* приладах на рамку наклеюють легке люстерко. На люстерко посилається промінь світла. Відбитий промінь викреслює на рухомій фотоплівці або фотопапері графік зміни реєстрованої величини у часі.

Цей вид реєстраторів має найменшу з аналогових інерційність і використовується для реєстрації швидкозмінних параметрів.

У *самописцях* рамка з'єднується зі спеціальним пером, яке викреслює на рухомому папері розгорнену діаграму контрольованої величини.

- у пір'яних самописцях перо представляє стрижень, заповнений чорнилом (можна використовувати стрижень авторучки);
- у струменевих самописцях перо не торкається паперу, чорнило викидається під тиском зі спеціального отвору.
- при тепловій і електрохімічній реєстрації пером служить загострений металевий стрижень. У цих видах запису використовується спеціальне покриття па-

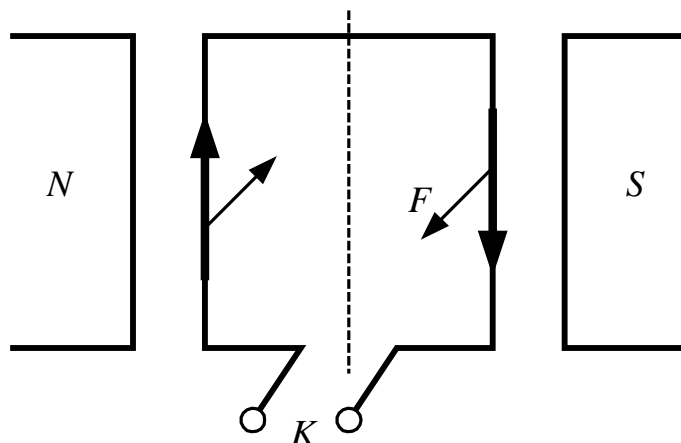
перу, яке розкладається та змінює колір по сліду: в теплових – внаслідок тертя пера об папір, в електрохімічних - під дією напруги, прикладеної між пером і папером.



Малюнок 4.8- Пристрої відображення і реєстрації медичної інформації

У дискретних ПБМ вимірюваний параметр реєструється в буквенному або цифровому вигляді не безперервно, а через певні проміжки часу.

У *цифродрукуючих* пристроях букви або цифри відображаються на звичайному папері. При послідовному друці друкування кожного знаку вимагає одного механічного переміщення літери, при паралельному - може друкуватися слово, рядок, абзац, лист, що значно скорочує час друку.



Малюнок 4.9- Принци дії аналогових реєструючих пристроїв

Цифрові індикатори відображають цифри, букви, знаки на екрані.

- оптичні реєстратори відображають інформацію на звичайному склі шляхом просвічування через трафарет (у сучасних приладах практично не використовуються);
- газорозрядні індикатори засновані на принципі свічення розряджених газів навколо провідника, до якого подається достатньо висока постійна напруга. Провідником є звичайний дріт, зігнутий за формою букви або цифри;
- найчастіше у сучасних реєстраторах використовується люмінесцентна індикація. Екран такого індикатора представляє сукупність кристалів, які міняють колір або контрастність, якщо на них подається постійна напруга. Сукупність таких контрастних кристалів і створює зображення букви або цифри.

У *комбінованих ПВРМІ* інформація може відображатися як безперервно, так і дискретно.

Електронно — променева трубка використовується для відображення інформації в електронних осцилографах та відеоприймачах. Принцип дії їх достатньо добре відомий. Основними перевагами реєстраторів є мала інерційність, здатність реєструвати швидкозмінні процеси.

Принцип *магнітного запису* заснований на тому, що записуюча головка створює змінне магнітне поле пропорційне величині реєстрованого сигналу. Магнітне поле відповідно міняє стан магнітного порошку на магнітній стрічці або диску. Магнітний запис це єдиний ПВРМІ, який не вимагає перетворення реєстрованої інформації для подальшої передачі і обробки інформації на ЕОМ.

Наприкінці слід зазначити, що в сучасних діагностичних системах використовуються у комплексі всі види розглянутих електронних пристроїв. Прикладом може служити УЗД, комп'ютерна томографія, відеомоніторингові системи.

ТЕМА 5 ОПТИКА

5.1 Геометрична оптика. Фотометрія. Фотоефект

Розділ фізики геометрична оптика вивчає випромінювання, розповсюдження та взаємодію з речовиною великого діапазону електромагнітних хвиль — від міліметрових радіохвиль до жорстких γ -променей. Про електромагнітну природу світла стало відомо лише у ХІХ столітті.

Спочатку в оптиці вивчалось видиме світло, що випускається фізичними, хімічними та біологічними джерелами світла. До фізичних джерел відносяться розігріті тіла і люмінесцентні джерела "холодного" свічення; до хімічних — свічення гнилиць та білого фосфору; до біологічних — живі організми, наприклад, світляк. Усі тіла тому видимі, що тою чи іншою мірою відображають світло,.

В оптиці використовуються різні світлові пучки, що сходяться або розходяться. Достатньо вузький світловий пучок, що слабо сходиться або розходиться, назвемо променем світла (під словом промінь слід розуміти лінію розповсюдження енергії випромінювання).

Пристрої, які перетворюють промені, є *оптичною системою*. Джерело променів (власних або відбитих) називають *предметом*. Промені, що йдуть від предмету до системи, називають вхідними, а після перетворення в системі — вихідними.

Вивчаючи навколишній світ, людство накопичило велику кількість експериментальних відомостей про світло. Віддзеркалення та прямолінійність розпо-

всюдження світла були відомі близько двох тисяч років тому. На початку XVII століття були сформульовані закони заломлення (Снелліус, потім Декарт). Все це і складає предмет геометричної оптики.

5.1.1 Закони віддзеркалення

Середовище, в усіх точках якого швидкість розповсюдження світла однакова, називається оптично однорідним середовищем.

Межею двох середовищ називається поверхня, що розділяє дві оптично неоднорідні середовища.

Кут α між падаючим променем і перпендикуляром, відновленим до межі двох середовищ в точці падіння, називається кутом падіння.

Кут β між відбитим променем і перпендикуляром, відновленим до межі розділу двох середовищ в точці падіння, називається кутом віддзеркалення (мал. 5.1 а).

I закон: *Падаючий промінь, перпендикуляр, відновлений до межі розділу двох середовищ в точці падіння, і відбитий промінь лежать в одній площині.*

II закон: *Кут падіння рівний куту віддзеркалення: $\alpha = \beta$.*

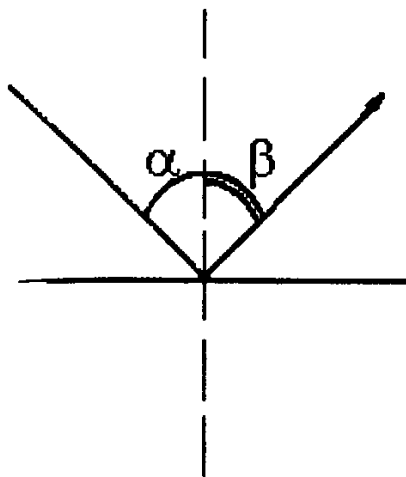
Розрізняють віддзеркалення дзеркальне і дифузне. Дзеркальним називається віддзеркалення, при якому падаючий на поверхню паралельний пучок променів залишається паралельним. Дифузним називається віддзеркалення, при якому падаючий паралельний пучок променів розсіюється.

5.1.2 Закони заломлення

На межі двох середовищ, окрім віддзеркалення, спостерігається заломлення світла — явище, що полягає у частковому переході променя у друге середовище, змінюючи свій первинний напрям. Цей промінь називається **заломленим**.

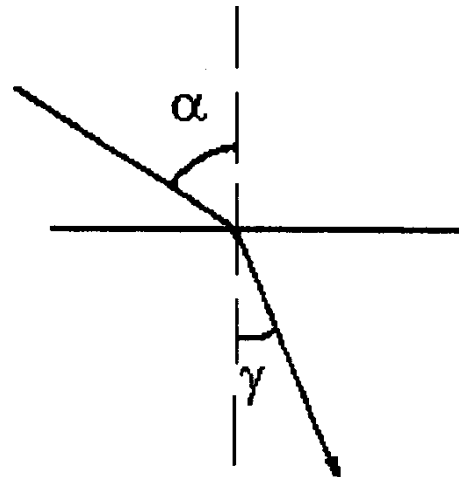
Кут γ між заломленим променем і перпендикуляром до межі розділу двох середовищ у точці падіння називається кутом заломлення (мал. 5.1 б).

I закон: Падаючий промінь, перпендикуляр, відновлений до межі розділу двох середовищ у точці падіння, та заломлений промінь лежать в одній площині



а)

Малюнок 5.1-Закони заломлення



б)

Малюнок 5.1-Закони віддзеркалення

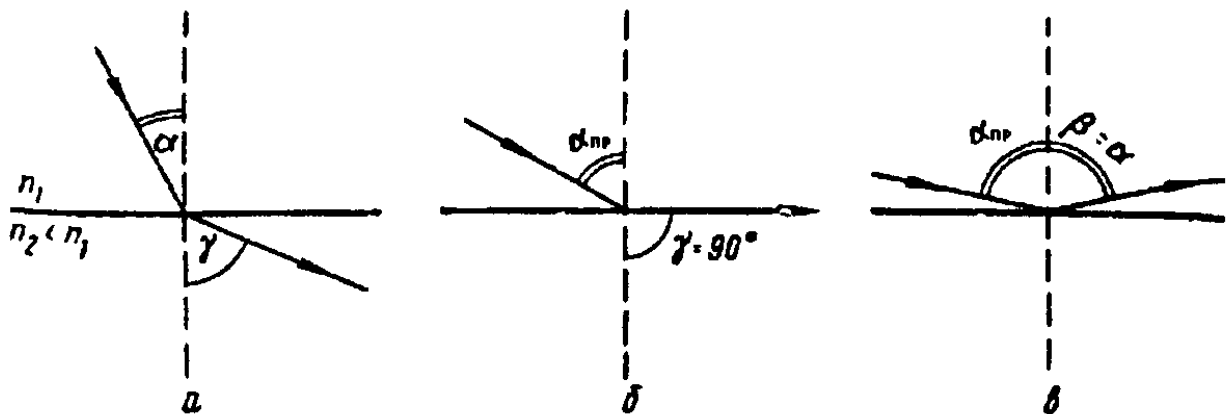
II закон: Відношення синуса кута падіння до синуса кута заломлення є величина постійна для заданих двох середовищ і називається показником заломлення другого середовища відносно першого:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} = \text{const} = n_{21}$$

Показник заломлення якого-небудь середовища щодо вакууму називається абсолютним показником заломлення (n).

Якщо кут падіння більший кута заломлення, то друге середовище називається оптично щільнішим, ніж перше.

Під час переходу світла з оптично щільнішого середовища в оптично менш щільне - кут падіння α буде менший кута заломлення γ (мал. 5.2а)



Малюнок 5.2 - Граничний кут падіння

При деякому куті падіння (α_{np}) кут заломлення виявиться рівним 90° (мал.5.2 б), тобто заломлений промінь ковзатиме уздовж межі розділу середовищ, не вийшовши в друге середовище.

При подальшому збільшенні α світло повністю відобразиться в перше середовище (мал.5.2в). Це явище носить назву повного внутрішнього віддзеркалення світла. Кут α_{np} називається граничним кутом падіння.

$$\frac{\sin \alpha_{np}}{\sin 90^\circ} = \frac{n_2}{n_1} = n_{21} \text{ звідки } \sin \alpha_{np} = n_{21}$$

Виходячи з цих співвідношень, можна визначити відносний показник заломлення двох середовищ, а також абсолютний показник заломлення одного з середовищ, якщо показник іншого середовища відомий. Оптичний прилад, що служить для цієї мети і заснований на явищі повного внутрішнього віддзеркалення, називається рефрактометром.

5.1.3 Лінзи

Для зміни напрямку світлових променів в оптичних системах широко використовують лінзи (від латинського слова *Lens* — чечевиця).

Лінзою називається прозоре тіло обмежене двома сферичними поверхнями, що відрізняється від навколишнього середовища за показником заломлення.

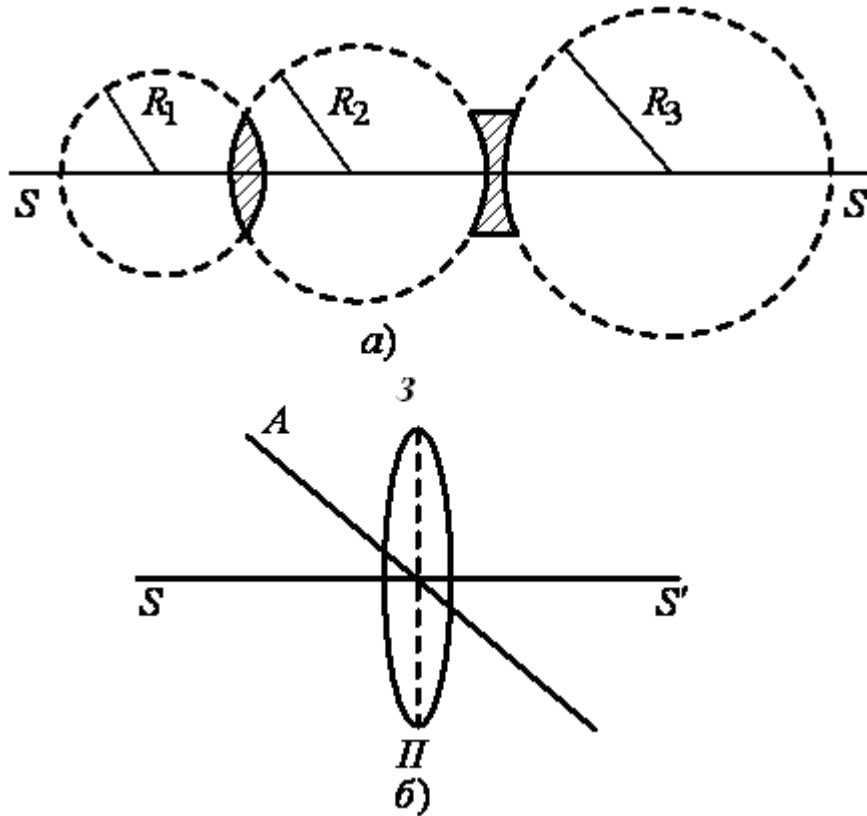
Ми розглядатимемо лише тонкі лінзи, товщина яких мала у порівнянні з радіусами сферичних поверхонь, що обмежують лінзу. Прийнято вважати, що в таких лінзах заломлення променів відбувається в одній площині (ЗП), яка називається **заломлюючою** (мал. 5.3а).

Пряма, що проходить через центри сферичних поверхонь, що обмежують лінзу, (SS') називається головною оптичною віссю (мал. 5.3б).

Точка перетину головної оптичної вісі із площиною заломлення називається оптичним центром лінзи (O).

Будь-яка пряма, що проходить через оптичний центр лінзи, називається оптичною віссю (AA) мал. 5.3б

Промені, паралельні головній оптичній вісі, після заломлення у лінзі збираються в одній точці, що зветься головним фокусом лінзи (F) мал. 5.4 а. Точка перетину оптичної вісі з фокальною площиною називається побічним фокусом (F').



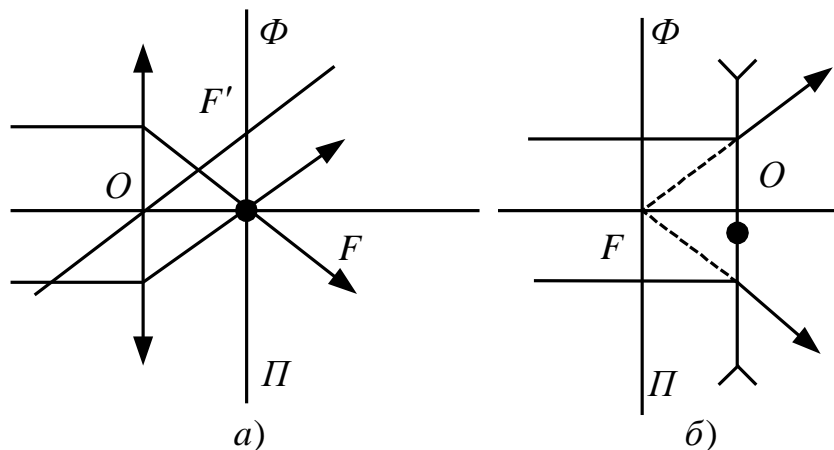
Малюнок 5.3-Основні елементи лінзи

Такі лінзи називаються збираючими. Паралельний пучок променів після заломлення в лінзі може розсіюватися, тоді в одній крапці, званій уявним фокусом, зберуться продовження цих променів. Такі лінзи називаються розсіюючими (мал. 5.4, б).

Площина, перпендикулярна головній оптичній вісі, яка проходить через головний фокус лінзи, називається фокальною площиною (мал. 5.4 а,б).

У збираючих лінзах зображення залежить від положення предмету. Якщо предмет знаходиться між оптичним центром лінзи і головним фокусом, то зображення буде уявним, прямим і збільшеним (мал. 5.4, а).

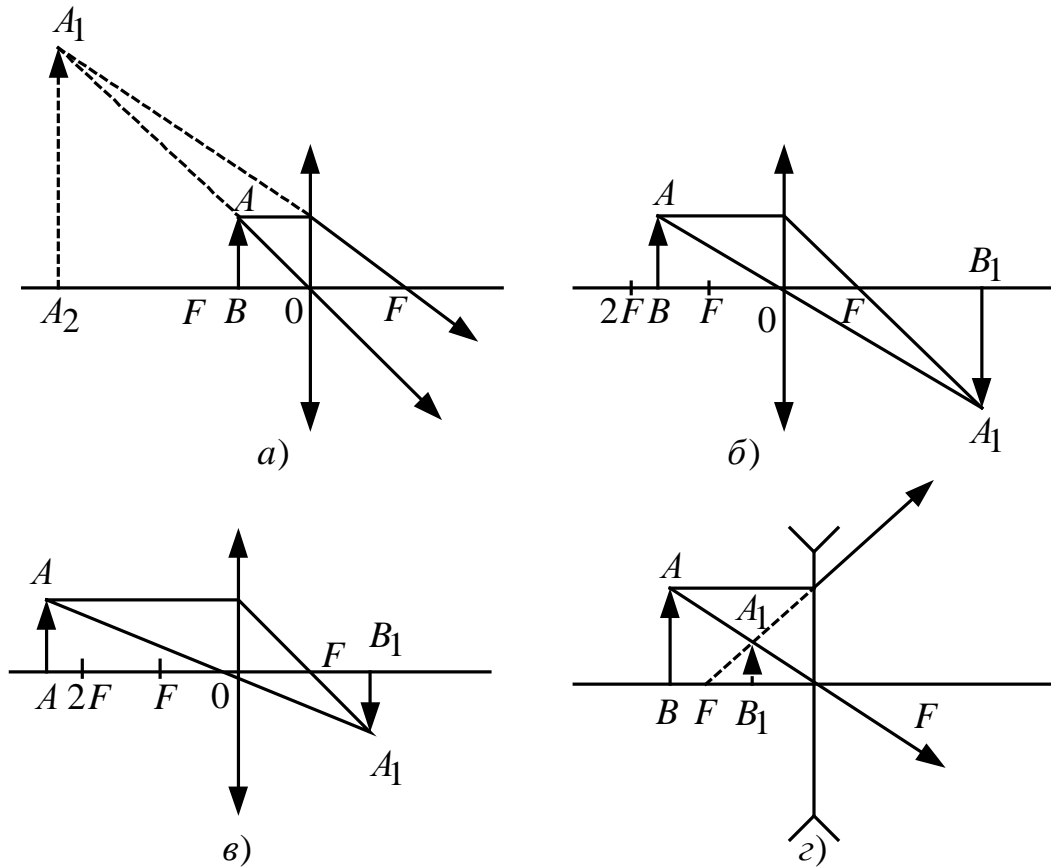
Якщо предмет знаходиться між фокусом і подвійним фокусом, зображення — дійсне, зворотнє, збільшене (мал. 5.4, б).



Малюнок 5.3- Фокус та уявний фокус

Якщо предмет знаходиться між подвійним і потрійним фокусами і далі, зображення — дійсне, зворотнє, зменшене (мал. 5.4, в).

Розсіюючі лінзи завжди дають уявне, пряме і зменшене зображення (мал. 5.4, г).



Малюнок 5.4- Побудова зображення у лінзах

Відстань від оптичного центру лінзи до головного фокусу називається фокусною відстанню F . Величина, зворотня фокусній відстані, називається оптичною силою лінзи:

$$D = \frac{1}{F}$$

Вимірюється оптична сила лінзи у діоптріях (дптр).

Одна діоптрія — це оптична сила такої лінзи, фокусна відстань якої рівна 1 м.

У збираючих лінз вона позитивна, у розсіюючих - негативна.

На практиці, для визначення фокусної відстані і оптичної сили лінзи використовують формулу тонкої лінзи:

$$D = \frac{1}{F} = \frac{1}{d} + \frac{1}{f},$$

де d — відстань від предмету до лінзи, f — відстань від лінзи до зображення.

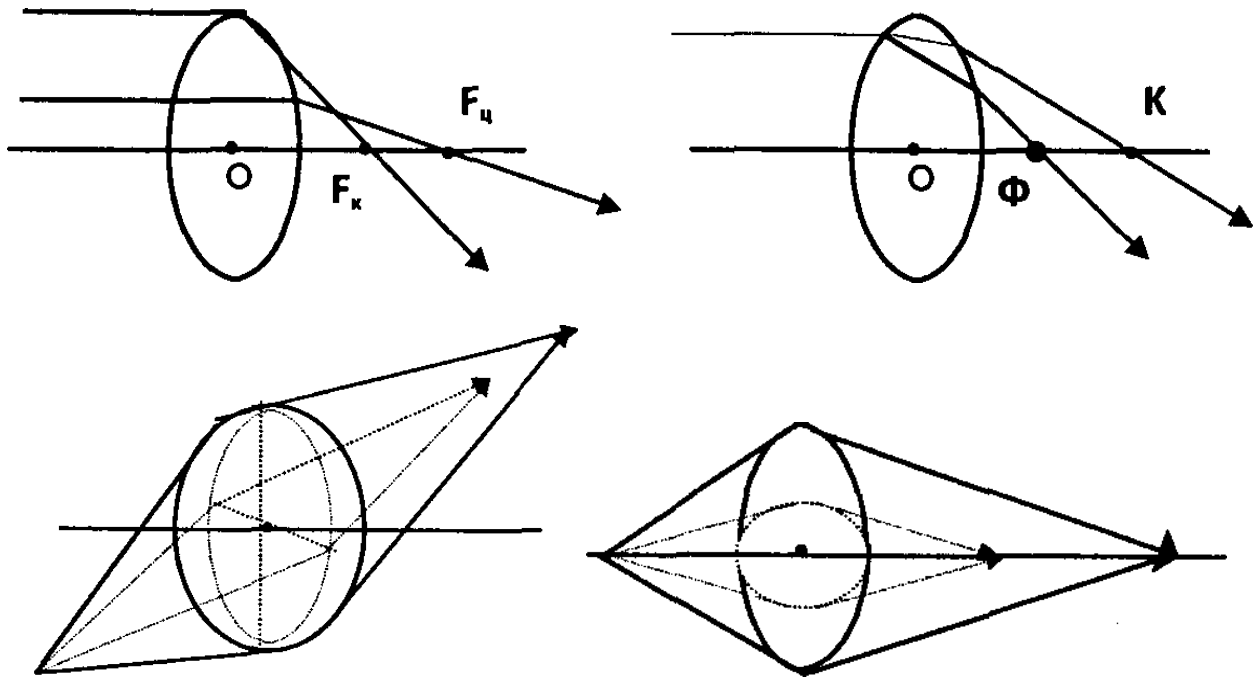
Зображення, одержані за допомогою однієї лінзи, як правило, відрізняються від самого предмету. У цьому випадку говорять про спотворення зображення.

Нижче розглядаються основні види спотворень і способи їх усунення.

Сферична аберація виникає тому, що краї лінзи відхиляють промені сильніше, ніж центральна частина (мал. 5.5, а). Таким чином, зображення точки, що світиться, на екрані виходить у вигляді розпливчатої плями, а зображення протяжного предмету стає не різким та розмитим. Для усунення сферичної аберації використовують центровані оптичні системи, що складаються із збираючих і розсіюючих лінз.

Центрованою називається система лінз, що мають загальну головну оптичну вісь.

Хроматична аберація обумовлена дисперсією світла, оскільки лінзу можна представити у вигляді призми. У цьому випадку фокусна відстань для променів різної довжини хвилі виявляється неоднаковою рис 5.5., б. Тому при освітленні предмету складним, наприклад, білим світлом, точку на екрані буде видно у вигляді забарвленої плями, а зображення протяжного предмету буде забарвленим і нерізким. Хроматичну аберацію можна виключити, комбінуючи збираючі і розсіюючі лінзи зі скла різних сортів, що володіють різними відносними дисперсіями. Такі системи лінз називаються **ахроматами**.



Малюнок 5.5- Види спотворення зображень у лінзах

Причиною *астигматизму* є неоднакове заломлення променів у різних меридіональних площинах лінзи. Розрізняють два види астигматизму. Перший, так званий, астигматизм нахилених променів, виникає у лінзах, що мають сферичну форму поверхні, але промені падають на лінзу під значним кутом до головної оптичної вісі. У цьому випадку промені у взаємно перпендикулярних площинах заломлюються неоднаково (мал. 5.5, в). Точка на екрані виглядає як лінія, а у протяжного предмета форма спотворюється, наприклад, квадрат буде видно як прямокутник. Другий вид астигматизму, правильний, виникає при відхиленні поверхні лінзи від сферичної (мал. 5.5, г), коли по різних меридіональних площинах неоднаковий радіус кривизни, тобто форма поверхні у цій площині не є сферичною. Астигматизм нахилених променів усувається поворотом лінзи до зображеного предмету. Правильний астигматизм усувається шляхом підбору радіусів кривизни і оптичних сил заломлюючих поверхонь. Найчастіше це циліндрові лінзи. Оптич-

ну систему, виправлену на астигматизм окрім сферичної та хроматичної аберації називають анастигматом.

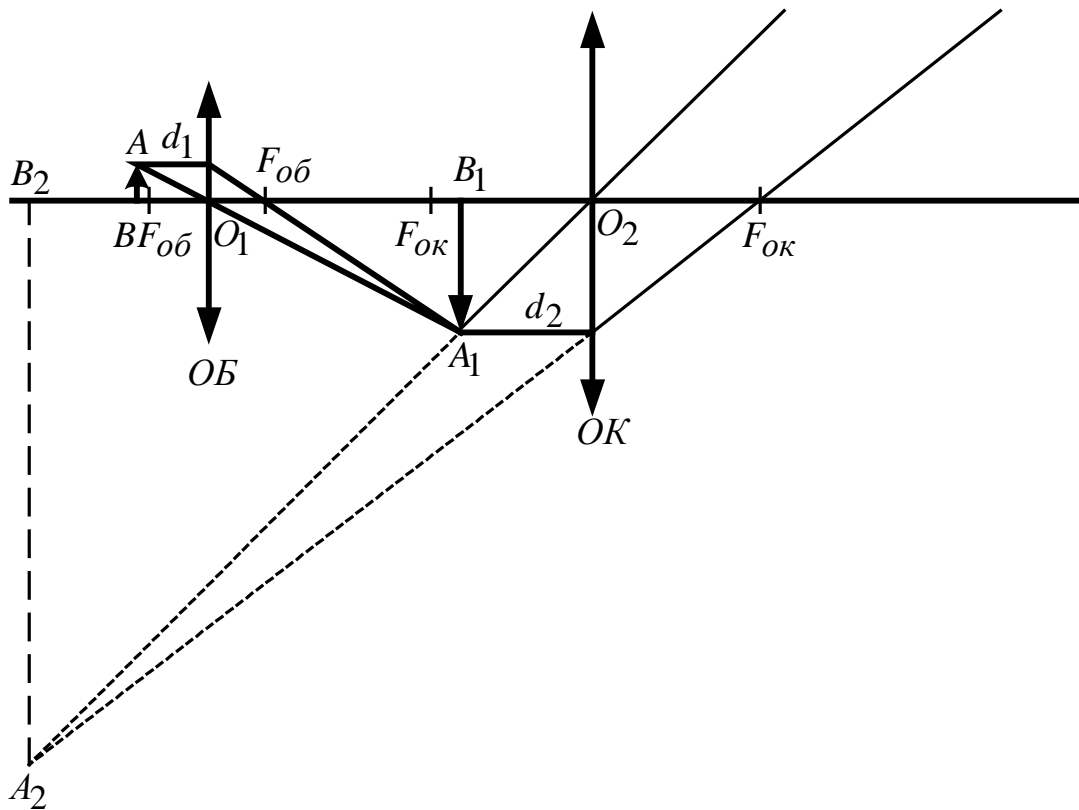
5.1.4 Мікроскоп

Для спостереження малих об'єктів, не видимих неозброєним оком, застосовується мікроскоп — оптична система, що складається у простому випадку з короткофокусної збираючої лінзи (об'єктиву) та довгофокусної збираючої лінзи (окуляра).

Мікроскоп складається з механічної частини (основа, мікрометричний механізм, наочний столик, револьвер з об'єктивами) та оптичної системи, яка також ділиться на дві частини: освітлювальну і наглядову. В освітлювальну частину входять: дзеркало або освітлювач, конденсор з діафрагмою і знімальний фільтр, а в наглядову — об'єктив і окуляр, що сполучені у тубусі мікроскопа.

Розглянемо хід променів у мікроскопі (мал. 5.6).

Предмет АВ поміщається на відстані d_1 дещо більшій фокусної відстані об'єктиву (F_{OB}). Дійсне, збільшене і перевернуте зображення A_1B_1 , що дається об'єктивом, виходить на відстані d_2 від окуляра, дещо меншій фокусної відстані окуляра F_{OK} . Це проміжне зображення розглядається окуляром як предмет. Окуляр дає зображення A_2B_2 уявне, збільшене, пряме по відношенню до A_1B_1 . В результаті мікроскоп дає уявне, збільшене і перевернуте (щодо предмету АВ) зображення, що знаходиться від окуляра на відстані L (O_2B_2), зване **відстанню якнайкращого зору** (для нормального ока $L=25$ см).



Малюнок 5.6 –Хід променів у мікроскопі

Відстань $\Delta = F_1 F_2$ між заднім фокусом об'єктиву і переднім фокусом окуляра називається **оптичною довжиною** тубуса мікроскопа.

Збільшення об'єктиву виражається формулою: $\Gamma_{OB} = \frac{\Delta}{F_{OB}}$.

Для окуляра: $\Gamma_{OK} = \frac{L}{F_{OK}}$.

Загальне збільшення мікроскопа рівне множенню збільшень об'єктиву і окуляра:

$$\Gamma_m = \Gamma_{OB} \Gamma_{OK} = \frac{\Delta L}{F_{OB} F_{OK}}$$

Для вивчення характеру та властивостей препарату в мікроскопії застосовуються спеціальні методи спостереження.

Метод світлого поля застосовується для дослідження прозорих препаратів з включеними у них поглинаючими частинками та деталями. Пучок променів, проходячи через препарат, дає рівномірно освітлене поле в площині зображення. Якщо у препараті є поглинаючий світло об'єкт, то він частково розсіює його, що і обумовлює виникнення зображення. Метод світлого поля у відбитому світлі застосовується для спостереження непрозорих об'єктів.

Метод темного поля застосовується у біології, головним чином, для отримання зображень непрозорих об'єктів. Пучок променів, що освітлюють препарат, не потрапляє безпосередньо в об'єктів. Зображення створюється тільки світлом, що розсіюються мікрочастками. У полі зору на темному фоні видно зображення частинок, що відрізняються від навколишнього середовища за показником заломлення. Метод темного поля у відбитому світлі здійснюється освітленням зверху непрозорого препарату спеціальною системою, розташованою навколо об'єктиву.

Метод спостереження в поляризованих променях застосовується для дослідження під мікроскопом об'єктів, що володіють подвійним променезаломленням. Препарат освітлюється поляризованим світлом. Видозмінене поляризоване світло, що пройшло через препарат, вивчається за допомогою аналізаторів та компенсаторів.

Метод фазового контрасту служить для отримання зображень прозорих та безбарвних об'єктів, невидимих при звичайних методах мікроскопії. Метод полягає в тому, що показники заломлення об'єкту і середовища різні, унаслідок чого

світлова хвиля, що пройшла крізь об'єкт, зазнає фазової зміни і набуває, так званий "фазовий рельєф". Ці фазові зміни перетворюються спеціальним фазово — контрастним пристроєм в зміни амплітуд, що приводить до ослаблення або посилення інтенсивності світла, при проходженні його через об'єкт. В результаті виходить видиме контрастне зображення структури препарату, у якому розподіл яркостей (амплітуд) відтворює вказаний вище фазовий рельєф.

Метод мікропроекції і мікрофотографії застосовується для спостереження або дослідження зображення об'єкту на екрані чи на фотоматеріалі. При цьому, щоб одержати дійсне зображення об'єкту, за допомогою спеціальних пристроїв збільшують довжину тубуса мікроскопа так, що проміжне зображення A_1B_1 , знаходиться трохи далі за передній фокус окуляра (див. мал. 5.6), а зображення (дійсне, зворотне і збільшене) виходить за окуляром на екрані або фотоплівці.

5.1.5 Оптична система ока

Око людини є своєрідним оптичним приладом, що займає в оптиці особливе місце. Це пояснюється, по-перше, тим, що багато оптичних інструментів розраховані на зорове сприйняття, по-друге, око людини (і тварини), як удосконалена в процесі еволюції біологічна система, є носієм деяких ідей по конструюванню та поліпшенню оптичних систем.

Око може бути представлено як центрована оптична система, утворена рогівкою (Р), рідиною передньої камери (К) і кришталиком (Х), обмежена спереду повітряним середовищем, ззаду — склоподібним тілом (мал. 5.7). Головна оптична

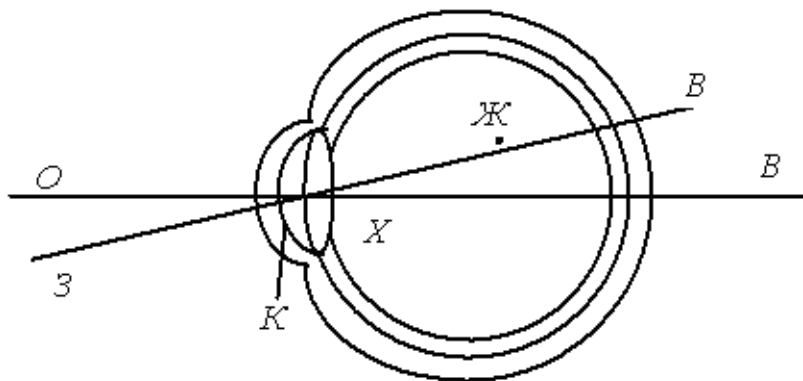
вісь OB проходить через оптичні центри рогівки і кришталика. Крім того, розрізняють ще зорову вісь ока ($ЗВ$), яка визначає напрям найбільшої світлочутливості і проходить через центри кришталика та жовтої плями ($Ж$). Кут між головною оптичною і зоровою вісями складає близько $5'$.

Основне заломлення світла відбувається на зовнішній межі рогівки, оптична сила якої рівна близько 40 дптр, кришталика — близько 20 дптр, а всього ока — близько 60 дптр.

Пристосування ока до чіткого бачення різне видалених предметів називають акомодацією.

У дорослої здорової людини при наближенні предмету до ока на відстань 25 см акомодація здійснюється без напруги і завдяки звичці розглядати предмети, що знаходяться у руках, око найчастіше акомодує саме на цю відстань, звану відстанню найкращого зору. Для характеристики роздільної здатності ока використовують найменшу точку зору, при якому людське око ще розрізняє дві точки предмету.

У медицині роздільну здатність ока оцінюють гостротою зору. За норму гостроти зору береться одиниця, у цьому випадку найменша точка зору дорівнює 1.



Малюнок 5.7- Оптична система ока

5.1.6 Недоліки оптичної системи ока і їх усунення

Аберація, властива лінзам, в очах майже не відчувається. Сферична аберація непомітна зважаючи на малість зіниці і виявляється лише у сутінках, коли зіниця розширена: зображення не чіткі. Хоча око і не є ахроматичною системою, проте хроматична аберація не відчувається із-за вибіркової видимості випромінювання і малого розміру зіниці. Астигматизм косих пучків не має місця, оскільки око завжди встановлюється у напрямі спостережуваного предмету. Виняток становить лише астигматизм, обумовлений асиметрією оптичної системи (несферична форма рогівки або кришталіка). Це виявляється, зокрема, в нездатності ока однаково різко бачити взаємно перпендикулярні лінії на випробувальній таблиці. Такі вади ока компенсують спеціальними окулярами з циліндровими лінзами.

Оптичній системі ока властиві деякі специфічні недоліки. У нормальному оці, за відсутності акомодатції, зображення предмету співпадає з сітківкою — таке око називають *еметропічним*, а якщо ця умова не виконується — *аметропічним*.

Найбільш поширеними видами аметропії є короткозорість (міопія) і далекозорість (гіперметропія).

Короткозорість — вада ока, що полягає у тому, що, за відсутності акомодатції, зображення предмету лежить попереду сітківки; у разі далекозорості зображення предмету, за відсутності акомодатції, лежить за сітківкою. Для корекції короткозорості ока застосовують розсіюючу лінзу, далекозорості — збираючу.

5.1.7 Фотометрія. Фотоефект

Основною фотометричною величиною є **світловий потік** — це середня кількість світлової енергії, що проходить за одиницю часу через задану поверхню:

$$\Phi = \frac{dW}{dt},$$

де dW — кількість енергії, що проходить через задану поверхню за час dt .

Поняття про силу світла можна зрозуміти завдяки уяві джерела світла у вигляді точки. Джерело світла вважається точковим, якщо його розміри малі у порівнянні з відстанню до місця спостереження і воно спускає світло рівномірно за усіма напрямками.

Сила світла вимірюється світловим потоком, який створюється точковим джерелом світла в одиничному тілесному куті ω :

$$J = \frac{\Phi}{\omega}$$

Тілесним кутом називається частина простору, що обмежена конічною поверхнею та вимірюється відношенням площі S , вирізаної цим кутом на поверхні сфери, до квадрата радіусу сфери R :

$$\omega = \frac{S}{R^2}$$

Одиницею вимірювання тілесного кута є стерадіан ср (просторовий радіан) — кут, що вирізає одиничну площу на сфері одиничного радіусу.

Очевидно, що тілесний кут, що охоплює весь простір навколо джерела світла, дорівнює: $\omega = 4\pi$.

За логікою побудови фотометрії, як основну одиницю треба було б вибрати одиницю світлового потоку. Але історично склалося так, що основною одиницею є одиниця сили світла. Спочатку ця одиниця — 1 свічка — визначалася, як певна частина сили світла еталонної лампи. Насьогодні одиницею сили світла у СІ є кандела (Кд).

Кандела — це сила світла, що спускається з поверхні площею $1/600000 \text{ м}^2$ повного випромінювача в перпендикулярному напрямі при температурі випромінювача, рівній температурі затвердіння платини, під тиском 101325 Па .

Одиницею світлового потоку у СІ є люмен (лм).

Один люмен — світловий потік, що спускається точковим джерелом з силою світла 1 Кд усередині тілесного кута 1 ср :

$$1 \text{ лм} = 1 \text{ Кд} \cdot 1 \text{ ср}$$

Для кількісної оцінки освітлення поверхонь вводиться поняття освітленості.

Освітленістю поверхні називається величина, що вимірюється кількістю світлового потоку, що падає на одиницю цієї поверхні:

$$E = \frac{d\Phi}{dS}$$

Якщо освітленість усіх точок однакова, то $E = \Phi/S$, де Φ — світловий потік, рівномірно розподілений по поверхні S . Одиниця освітленості у СІ називається люксом (лк).

Один люкс — освітленість поверхні світловим потоком 1 лм , що рівномірно розподілений за площею 1 м^2 .

Іноді застосовується одиниця освітленості один фот — освітленість поверхні світловим потоком 1 лм, що рівномірно розподілений за площею 1 см²:

$$1_{лк} = \frac{1 \text{ лм}}{1 \text{ м}^2} = \frac{1 \text{ лм}}{10000 \text{ см}^2} = 10^{-4} \text{ фот.}$$

Перший закон освітленості:

Освітленість точковим джерелом поверхні, при нормальному падінні променів, прямо пропорційна силі світла джерела і обернено пропорційна квадрату відстані від джерела до освітлюваної поверхні:

$$E_0 = \frac{\Phi_0}{S_0} = \frac{4\pi J}{4\pi R^2} = \frac{J}{R^2}.$$

Другий закон освітленості:

Освітленість поверхні світловим потоком з нахилом прямо пропорційна косинусу кута падіння променів:

$$E = E_0 \cos \alpha .$$

Якщо замість E_0 в другий закон освітленості підставити його значення з першого закону, то $E = \left(J / R^2 \right) \cdot \cos \alpha$ Цей вираз називається ***об'єднаним законом освітленості.***

Дотепер ми говорили тільки про точкові джерела світла. Проте у багатьох випадках джерела світла є протяжними; при розгляді таких джерел око розрізняє їх форму і розміри.

Для протяжних джерел сила світла вже не може служити достатньою характеристикою. Насправді, з двох джерел, що випромінюють світло однакової сили, але мають різні розміри (площі), менше джерело здається яскравішим, оскільки воно дає більшу силу світла з одиниці площі.

Тому для протяжних джерел світла вводиться додаткова характеристика, звана **яскравістю**.

Яскравість протяжного джерела світла вимірюється силою світла, що випромінюється з одиниці площі видимої поверхні цього джерела у перпендикулярному напрямі:

$$B = \frac{J}{S}.$$

У системі СІ яскравість вимірюється в нитах (нт): $1нт = 1Кд/м^2$.

Позасистемна одиниця — стильб (ст): $1ст = 1Кд/см^2 = 10^4нт$.

5.1.8 Фотоефект

Вплив світла на протікання електричних процесів вперше було описано Герцем (1887 р.), який встановив, що електричний розряд між зарядженими цинковими кульками значно полегшується, якщо один з них освітити ультрафіолетовим світлом. Подальше докладне вивчення впливу світла на заряджені тіла було проведено у період з 1888 по 1890 р. професором Московського університету А.Г. Столетовим. Це явище він назвав актиноелектричним, яке сьогодні називається фотоефектом.

Фотоефектом називається звільнення (повне або часткове) електронів від зв'язків з атомами та молекулами речовини під дією різного виду випромінювання.

Якщо електрони виходять за межі освітлюваної речовини (повне звільнення), то фотоефект називається зовнішнім. Якщо ж електрони втрачають зв'язок тільки з своїми атомами і молекулами, але залишаються усередині освітлюваної речовини, збільшуючи тим самим електропровідність, то фотоефект називається внутрішнім. Зовнішній фотоефект спостерігається у металів, а внутрішній, найчастіше, у напівпровідників.

Експериментальні дослідження, виконані А.Г. Столетовим і іншими вченими, привели до встановлення наступних основних законів зовнішнього фотоефекту.

I закон:

Фотострум насичення J (тобто максимальне число електронів, що звільняються світлом в 1с) прямо пропорційний світловому потоку Φ :

$$J = k\Phi,$$

де k — коефіцієнт пропорційності, званий фоточутливістю освітлюваної поверхні і вимірюється мкА/лм.

II закон:

Швидкість фотоелектронів пропорційно зростає зі збільшенням частоти падаючого світла і не залежить від його інтенсивності.

III закон:

Незалежно від інтенсивності світла, фотоефект починається тільки при певній (для даного металу) мінімальній частоті світла або максимальній довжині хвилі, званою червоною межею фотоефекту.

Закони зовнішнього фотоефекту одержують просте тлумачення на основі квантової теорії світла. За цією теорією, величина світлового потоку визначається числом світлових квантів (фотонів), що падають на поверхню металу за одиницю часу. Кожен фотон може взаємодіяти тільки з одним електроном, тому максимальне число фотоелектронів повинно бути пропорційне світловому потоку (перший закон фотоефекту).

Енергія фотона $h\nu$, що поглинається електроном, частково витрачається на здійснення роботи виходу електрона з металу A ; частина цієї енергії, що залишилася, йде на надання йому кінетичної енергії $m\nu^2/2$. Тоді, згідно з законом збереження енергії, можна записати:

$$h\nu = A + \frac{m\nu^2}{2}.$$

Ця формула, запропонована у 1905 році Ейнштейном і підтверджена потім численними експериментами, називається рівнянням Ейнштейна.

З цього рівняння безпосередньо видно, що швидкість фотоелектрона зростає зі збільшенням частоти світла і не залежить від його інтенсивності (оскільки ні A , ні ν не залежать від інтенсивності світла). Цей висновок відповідає другому закону фотоефекту. Крім того, з рівняння Ейнштейна виходить, що зі зменшенням частоти світла кінетична енергія фотоелектронів зменшується (величина A пос-

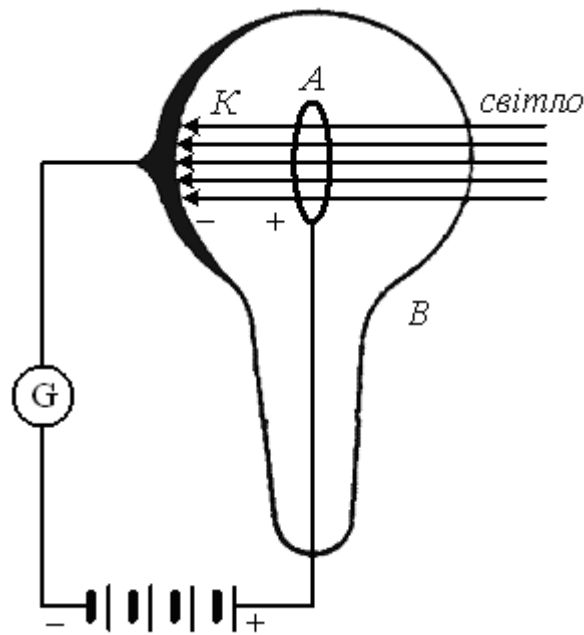
тійна для даного освітлюваного металу). При деякій достатньо малій частоті $\nu = \nu_{\min}$ (або довжині хвилі $\lambda_{\max} = c/\nu_{\min}$) кінетична енергія фотоелектрона стане рівною нулю $m\nu^2/2=0$ і фотоэффект припиниться (третій закон фотоэффекту). Це матиме місце при, у разі, коли вся енергія фотона витрачається на здійснення роботи виходу електрона. Тоді:

$$\nu_{\min} = \frac{A}{h} \text{ або } \lambda_{\max} = \frac{hc}{A}.$$

Ці формули визначають червону межу фотоэффекту і показують її залежність від величини роботи виходу, тобто від роду металу. На зовнішньому фотоелементі засновано важливий фізико-технічний прилад - вакуумний фотоелемент (мал. 5.8).

Катодом К служить шар металу, нанесений на внутрішню поверхню скляного балона, з якого викачане повітря. Анод А виконаний у вигляді металевого кільця, розміщеного у центральній частині балона. При освітленні катода у ланцюзі фотоелемента виникає електричний струм за рахунок вибитих з катода електронів. Сила струму пропорційна величині світлового потоку, що падає на катод.

До складу більшості сучасних фотоелементів входять сурьмяноцезієві або киснево-цезієві катоди, які мають високу фоточутливість. Перші чутливі до видимого і ультрафіолетового світла, а другі - до інфрачервоного і видимого світла. У деяких випадках, для збільшення чутливості фотоелемента, його наповнюють аргоном при тискові близько 10^{-2} мм.рт.ст. Фотострум у такому фотоелементі посилюється унаслідок іонізації аргону, викликані зіткненням (мал. 5.8) фотоелектронів з атомами аргону.



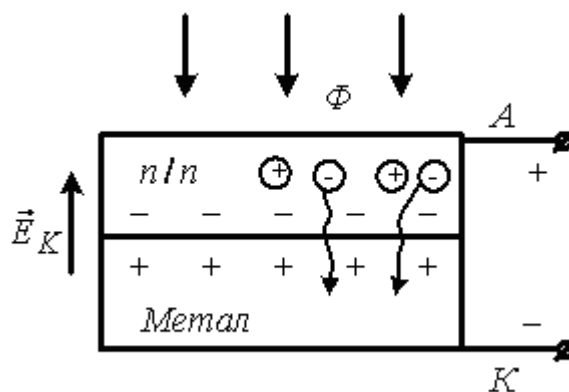
Малюнок 5.8- Вакуумний фотоелемент

Внутрішній фотоэффект спостерігається у напівпровідників і, в меншій мірі, у діелектриків. Напівпровідникова пластинка приєднується до полюсів батареї. Струм у ланцюзі незначний, оскільки напівпровідник має великий опір. Проте при освітленні пластинки струм у ланцюзі різко зростає. Це обумовлено тим, що світло вириває електрони з атомів напівпровідника, які, залишаючись усередині напівпровідника, збільшують його електропровідність. Такий опір називають фоторезистором. На явищі внутрішнього фотоэффекту заснована робота напівпровідникових фотоелементів. Для їх виготовлення використовують селен, сірчистий свинець, сірчистий кадмій і деякі інші напівпровідники. Фоточутливість напівпровідникових фотоелементів у сотні разів перевищує фоточутливість вакуумних фотоелементів. Деякі фотоелементи володіють виразно вираженою спектральною чутливістю.

У селенового фотоелемента спектральна чутливість дуже близька до спектральної чутливості людського ока.

Недоліком напівпровідникових фотоелементів є їх помітна інерційність: зміна фотоструму запізнюється щодо зміни освітленості фотоелемента, тому напівпровідникові фотоелементи не придатні для реєстрації швидкозмінюваних світлових потоків.

Як приклад напівпровідникового фотоелемента розглянемо пристрій селенового вентильного фотоелемента (мал. 5.9). Він складається з металеві підкладки, діркового напівпровідника, покритого прозорим шаром металу (звичайно тонкий шар золота). На межі метал-напівпровідник, унаслідок дифузії, виникає контактний замикаючий шар з напруженістю E_K . Включимо тепер світловий потік Φ , що проникає у напівпровідник. Завдяки внутрішньому фотоэффекту збільшується концентрація вільних зарядів обох знаків — електронів і дірок.



Малюнок 5.9 – Селеновий вентильний фотоелемент

Електрони вільно дифундують через контакт, а для дірок він дійсно є замикаючим шаром. Як наслідок, при освітленні електрони накопичуються на підкла-

дці, а дірки — у напівпровіднику. Між контактами А і К виникає різниця потенціалів — фото- ε .р.с., величина якої пропорційна освітленості провідника.

Таким чином, вентильний фотоелемент є генератором струму, що безпосередньо перетворює світлову енергію в електричну. Як напівпровідники, у вентильному фотоелементі використовують селен, закис міді, сірчистий талій, германій, кремній. У вентильному фотоелементі можуть застосовуватися два напівпровідники з різним типом провідності — електронної і діркової.

Вельми перспективним є практичне використання вентильних фотоелементів як генераторів електроенергії. Батареї кремнієвих фотоелементів, що одержали назву сонячних батарей, застосовуються на космічних супутниках і кораблях для живлення різної електронної апаратури. Деякі вентильні фотоелементи чутливі до інфрачервоного випромінювання. Їх застосовують для виявлення нагрітих невидимих тіл, ніби розширюючи можливості зору.

Виключно велике значення фотоелементів для телемеханізації і автоматизації виробничих процесів. У поєднанні з електронним підсилювачем і реле, фотоелемент є невід'ємною частиною автоматичних пристроїв, які, реагуючи на світлові сигнали, управляють роботою різних промислових і сільськогосподарських установок і транспортних механізмів.

Зовнішній фотоефект є основою роботи електронно-оптичного перетворювача (ЕОП), що служить для перетворення зображення з однієї області спектра в іншу, а також для посилення яскравості зображень.

У медицині ЕОП застосовують для посилення яскравості рентгенівського зображення, це дозволяє значно зменшити дозу опромінювання людини. Якщо

сигнал з ЕОП подати у вигляді розгортки на телевізійну систему, то на екрані телевізора можна одержати "теплове" зображення предметів. Частини тіла, що мають різні температури, відрізняються на екрані або кольором, при кольоровому зображенні, або світлом, якщо зображення чорно-біле. Така система, звана тепловізором, використовується в термографії.

5.2 Хвильова оптика

Оптика — це наука про світло. За сучасним уявленням світло — складне явище, в якому поєднуються такі, здавалося б, взаємовиключні властивості: хвильові (безперервні) і корпускулярні (квантові). Корпускулярна теорія світла була запропонована у 17 столітті І. Ньютоном.

Майже одночасно з корпускулярною теорією світла (1678—1690 р.) голландський фізик Гюйгенс опублікував "Трактат про світло", в якому сформулював основні положення хвильової теорії світла.

У своїй роботі Гюйгенс дав принципи розповсюдження хвильового процесу у просторі.

Кожна точка середовища, до якого дійшло світлове збудження, сама стає джерелом вторинних світлових хвиль, огинаючи яких в кожний момент часу є фронтом розповсюдження світлових хвиль.

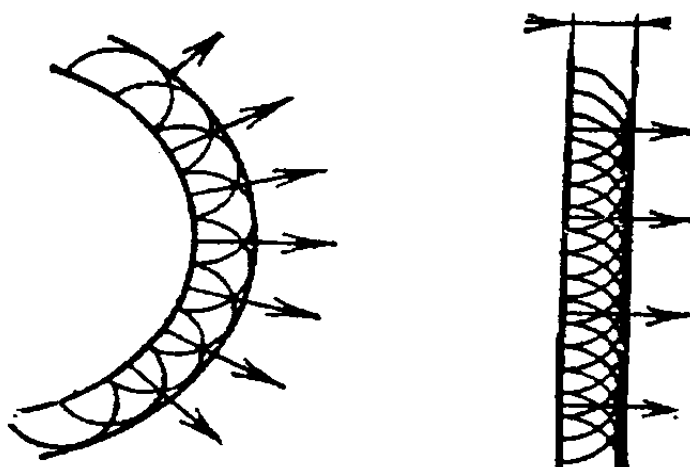
Фронт хвилі - це геометричне місце точок, куди дійшло світлове збудження в даний момент часу.

Пізніше Френель доповнив принцип Гюйгенса:

Вторинні світлові хвилі, інтерферуючи між собою, взаємно гасяться у всіх напрямках, окрім первинного напрямку розповсюдження хвилі.

Ці два положення одержали назву **принципу Гюйгенса — Френеля**. Цим пояснюється прямолінійність розповсюдження світла.

Світло від точкового джерела розповсюджується у вигляді сферичної хвилі. Якщо джерело світла знаходиться на достатньо великій відстані, то фронт хвилі можна вважати плоским, це граничний випадок сферичної хвилі (мал. 5.10).



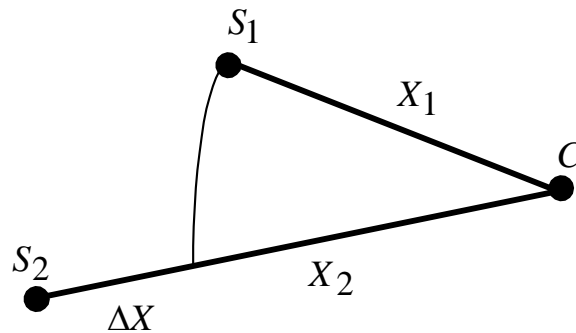
Малюнок 5.10- Розповсюдження світла від точкового джерела

Хвилева природа світла підтверджується такими явищами, як **інтерференція, дифракція і поляризація**. Теорія інтерференції була розроблена Френелем.

Інтерференція світла — це явище перерозподілу енергії світлових хвиль у просторі, при накладенні двох або більш хвильових процесів, що мають однакову частоту і постійну у часі різницю фаз.

Джерела світла, що мають однакову частоту і постійну у часі різницю фаз, називаються когерентними.

Нехай є два когерентні джерела світла (мал. 5.11), де коливання здійснюються згідно з законом $s = A \cdot \sin \omega t$.



Малюнок 5.11- Когерентні світлові джерела

У точці С коливання, що виходять від джерела, будуть розповсюджуватися згідно з законом: $s_1 = A \cdot \sin(\omega t - 2\pi x_1/\lambda)$, а від джерела S_2 згідно з законом: $s_2 = A \cdot \sin(\omega t - 2\pi x_2/\lambda)$.

Оскільки хвилі приходять у точку С одночасно, результуючий зсув у будь-який момент визначатиметься сумою зсувів, що становлять:

$$S = s_1 + s_2,$$

$$S = A \cdot \sin(\omega t - 2\pi x_1/\lambda) + A \cdot \sin(\omega t - 2\pi x_2/\lambda).$$

Застосовуючи формулу суми синусів, одержимо:

$$S = 2A \cdot \cos[\pi(x_2 - x_1)/\lambda] \cdot \sin[\omega t - \pi(x_2 + x_1)/\lambda].$$

У цьому рівнянні вираз $x_2 - x_1 = \Delta x$ називають геометричною різницею ходу хвиль — це різниця відстаней, які проходять хвилі до зустрічі в точці С. Вираз $2A \cdot \cos[\pi \Delta x/\lambda] = A'$ є амплітудою результуючого коливання. Підставивши різні значення Δx у формулу, було виявлено наступні закономірності:

Якщо геометрична різниця ходу хвиль дорівнює парному числу напівдовжин хвиль, то амплітуда результуючого коливання буде найбільшою — у даній точці підсилення коливань.

$$\Delta x = 2k \frac{\lambda}{2}$$

Якщо геометрична різниця ходу хвиль дорівнює непарному числу напівдовжин хвиль, то амплітуда результуючих коливань буде мінімальною — це ослаблення коливань.

$$\Delta x = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$$

У формулах k — натуральний ряд чисел 0, 1, 2, 3...

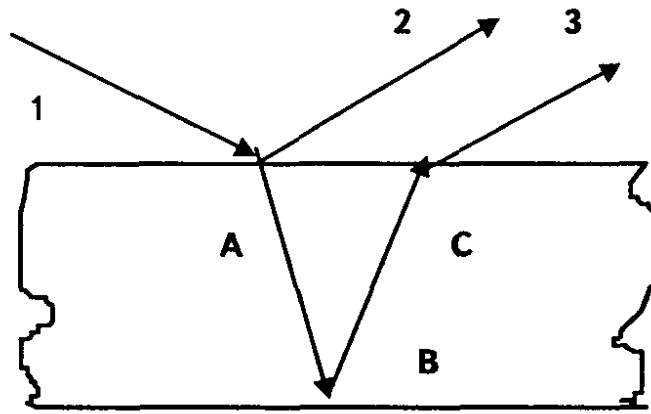
При когерентних джерелах хвиль простір, що оточує джерела, представлятиметься у вигляді сукупності максимумів і мінімумів. Таке розташування називається стійкою *інтерференційною картиною*.

Оскільки світло є електромагнітними хвилями, повинна спостерігатися інтерференція світла. Проте внаслідок того, що окремі світлові імпульси, що посиляються атомами джерела світла, не узгоджені між собою по фазі і можуть відрізнятися по частоті, картина взаємного посилення, яка виникає в якій-небудь ділянці простору, вже через долі секунди змінюється картиною взаємного ослаблення, і навпаки. Хаотична зміна таких миттєвих картин оком не сприймається, а створює відчуття рівного потоку світла, що не змінюється у часі.

Для спостереження стійкої у часі інтерференційної картини необхідні умови, при яких частоти і різниці фаз інтерферуючих променів були б постійними протягом усього часу спостереження.

У природі не існує когерентних джерел світла. Для того, щоб два тіла були когерентними джерелами світла, хвилі, що випромінюються всіма частинками першого тіла, повинні відрізнитися за фазою на одну і ту ж величину від хвиль, що випромінюються всіма частинками другого тіла. Така подія практично неймовірна. Тому, для отримання когерентних джерел вдаються до штучного прийому: "роздвоюють" світло, що витікає від одного джерела (дзеркала або біпризма Френеля, дзеркало Лойда, білінза Білле і ін.). Мабуть, єдиним макроджерелом світла, у якого частота і фази коливань з часом не змінюються, є лазер.

У природних умовах утворення когерентних хвиль і явище інтерференції можна спостерігати при попаданні світла на тонку прозору пластинку або плівку (мал. 5.12). Пучок світла потрапляє на тонку пластинку. Промінь 1 з цього пучка потрапляє в точку А, частково відображається (промінь 2), частково заломлюється (промінь АВ). Заломлений промінь набуває віддзеркалення на нижній межі пластинки в крапці В. Віддзеркалений промінь, заломившись у точці С, виходить у перше середовище (промінь 3). Промені 2 і 3 утворені від одного променя, тому вони когерентні і будуть інтерферувати, створюючи стійку інтерференційну картину.



Малюнок 5.12 – Утворення інтерференційної картини

При освітленні цієї пластинки або плівки білим світлом виникає вельми химерна за формою і забарвленням інтерференційна картина. Таку картину дають мильні плівки, нафтові і масляні плями на поверхні води, крила дрібних комах, жирові нальоти на склі і інші тонкі плівки завтовшки близько 10^{-4} см.

Це інтерференційне явище широко використовується в оптичній промисловості для, так званого, прояснення оптики. Річ у тому, що у складних оптичних системах (фотооб'єктивах і т.п.) значна частина світлової енергії відображається від поверхні лінз. Це помітно знижує яскравість і контрастність зображення та створює відблиски. Якщо на поверхню лінз нанести прозору плівку завтовшки $\lambda/4n$, виготовлену з речовини з показником заломлення n , дещо меншим показника скла лінз, то вона не відображатиме світла; завдяки цьому якість зображення помітно покращає (оптика проясниться).

Крім того, інтерференцію світла використовують у спеціальних приладах — інтерферометрах — для вимірювання з високим ступенем точності довжин хвиль,

невеликих відстаней, показників заломлення речовин та визначення якості оптичних поверхонь.

***Дифракція** — явище відхилення світла від прямолінійного розповсюдження і заходження в область геометричної тіні.*

У результаті відбувається складання хвиль та утворення мінімумів і максимумів, так само як і при інтерференції.

Для спостереження явища дифракції необхідно, щоб розміри перешкоди, розміри отвору або щілини були приблизно однакові із довжиною світлової хвилі. Явище дифракції можна пояснити, використовуючи принцип Гюйгенса — Френеля. Нехай на щілину, розміри якої приблизно однакові із довжиною світлової хвилі, падають світлові хвилі. Кожна точка щілини стає новим джерелом вторинних хвиль. Краєві точки щілини, що є джерелами вторинних світлових хвиль, дають можливість розповсюджуватися світлу у напрямі, відмінному від первинного.

Вторинні хвилі інтерферують та утворюють на екрані дифракційні максимуми і мінімуми.

Від однієї щілини світло дає дифракційну картину малої інтенсивності, тому використовують одночасно декілька отворів, тобто дифракційні решітки.

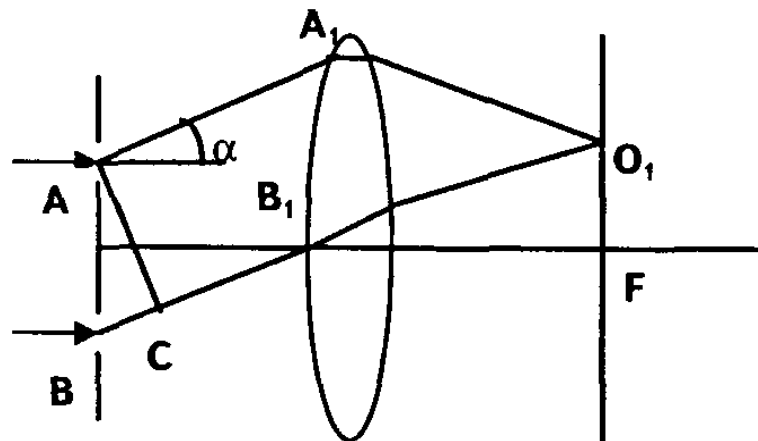
***Дифракційні решітки** — це сукупність багатьох паралельних щілин, розділених непрозорими проміжками.*

Загальна довжина щілини і непрозорого проміжку називається періодом решітки (d).

Дифракційні решітки можна одержати, наносячи на скляну пластинку паралельні штрихи за допомогою алмазного різця.

Хороші дифракційні решітки мають до 1000 і більше штрихів на 1 мм, що дозволяє одержати великі кути дифракції, тобто широку дифракційну картину великої інтенсивності.

Розглянемо дифракцію світла від двох щілин за умови падіння на них перпендикулярного світла (мал. 5.13). У цьому випадку фронт світлової хвилі досягає щілин одночасно. Отже, вторинні хвилі, що утворюються від щілин, є когерентними. Хвилі, що йдуть у різних напрямках, інтерферуватимуть, даючи дифракційну картину максимумів і мінімумів. Виберемо два паралельні промені (AA_1) і (BB_1), відхилені від первинного напрямку на кут α . Цей кут називається кутом дифракції. Промені, пройшовши лінзу, зберуться в її фокальній площині (F) в точці O_1 , ослабивши або підсиливши один одного, причому $BO_1 = x_2$. Нехай в точці O_1 буде максимум коливань. Тоді за умовою максимумів $\Delta x = k\lambda$ (5.1).



Малюнок 5.13-Дифракція коливань

Виразимо цю різницю ходу променів з геометрії побудови. Проведемо перпендикуляр AC , побудувавши тим самим фронт хвилі відхилених променів AA_1 і

BB_1 . Оскільки лінза не вносить додаткової різниці ходу цих променів, то $\Delta x = BC$ і $BC = AB \sin BAC$. $AB = d$ — період дифракційної решітки, кут $\Delta x = d \cdot \sin \alpha$ (5.2).

Порівнюючи (5.1) і (5.2), одержимо :

$$k\lambda = d \cdot \sin \alpha -$$

це рівняння дифракційної решітки, $k = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$ — порядок дифракційного максимуму.

Т.ч. у фокальній площині виникає ряд максимумів, що чергуються, і мінімумів, тобто світлих і темних смуг, розділених проміжками.

Якщо на решітку падає біле світло, то для різних довжин хвиль положення дифракційних максимумів розташовуватиметься під різним дифракційним кутом. Таким чином дифракційні решітки розкладають біле світло в дифракційний спектр і вважаються дисперсійним приладом.

За допомогою дифракційних решіток, знаючи період решіток і визначивши кут дифракції, можна визначити довжину світлової хвилі за формулою:

$$\lambda = \frac{d \sin \alpha}{k}$$

5.2.1 Дозволяюча здатність оптичних систем

Явище дифракції пояснює межі дозволу і дозволяючу здатність оптичних систем, зокрема приладів для мікроскопії.

Об'єктиви сучасних мікроскопів є складними оптичними системами, що складаються з декількох лінз. Проте збільшення дає тільки одна лінза, яку називають

вають фронтальною. Звичайно, це плосковипукла лінза, що стоїть першою до об'єкту. Решта лінз призначена для корекції, тобто усунення недоліків зображення.

Збільшення об'єктиву визначається як: $\Gamma_{OB} = \Delta / F_{OB}$, де Δ — оптична довжина мікроскопа — відстань між заднім фокусом об'єктиву і переднім фокусом окуляра.

Оптична сила фронтальної лінзи рівна: $D = (n - 1) / R$, де n - показник заломлення речовини, з якої виготовлена лінза, R - радіус кривизни поверхні фронтальної лінзи.

$$\text{Тоді } F_{OB} = \frac{1}{D} = \frac{R}{n - 1}; \quad \Gamma_{OB} = \frac{\Delta(n - 1)}{R};$$

Аналізуючи цю формулу, здається, що, зменшуючи радіус фронтальної лінзи ($R \diamond O$), можна одержати скільки завгодно велике збільшення об'єктиву мікроскопа.

Проте насправді, зменшення радіусу фронтальної лінзи дозволяє розглядати предмети величиною, не меншою деякої межі, яку називають **межею дозволу мікроскопа**.

Межа дозволу мікроскопа (Z) — це найменша відстань між двома точками об'єкту, які ще видно у мікроскопі роздільно.

Величина, зворотна межі дозволу, називається **роздільною здатністю мікроскопа**.

Дозволяюча здатність мікроскопа — це його можливість давати роздільне зображення двох близько розташованих точок об'єкту.

Щоб визначити величину межі дозволу, з'ясуємо механізм отримання зображення в об'єктиві.

За об'єкт візьмемо дифракційні решітки.

Розгляд дрібних предметів у мікроскопі, можна уявити як проходження світла через дифракційні решітки. Найдрібнішою деталлю дифракційних решіток є їх період (d).

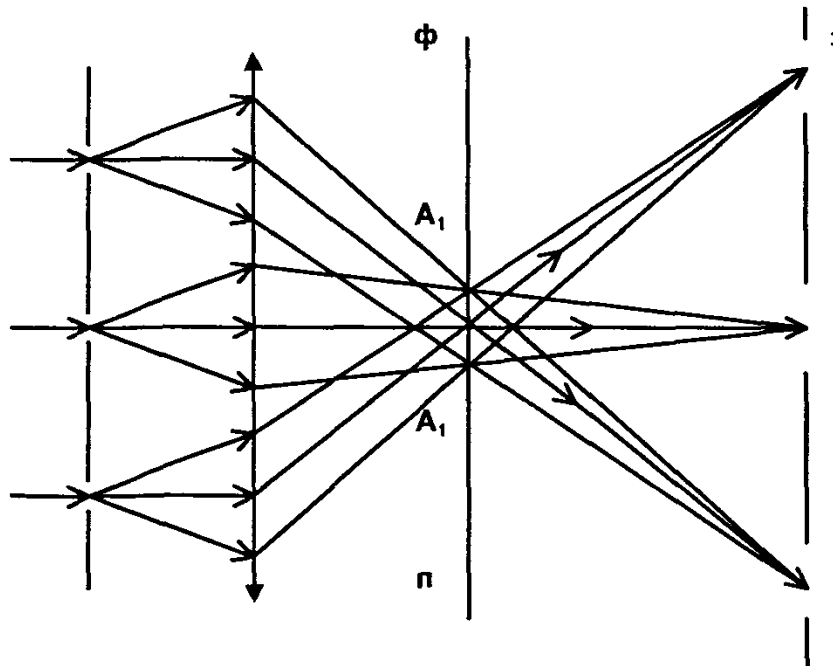
Світло, проходячи через решітки, створює картину дифракційних максимумів і мінімумів у фокальній площині фронтальної лінзи, що і є первинним зображенням. Після цього, промені інтерферують, створюючи у площині екрану вторинну картину, тобто зображення дифракційних решіток(мал. 5.14).

Німецький вчений-фізик Ернест Аббе — професор теоретичної фізики Ієнського університету у 1872 році дав теорію утворення зображення у мікроскопі.

Він встановив:

Граничною умовою отримання зображення є те, що у його побудові брали участь нульовий і два перші максимуми, якщо світло падає перпендикулярно на предмет, або нульовий і один з перших максимумів, якщо світло падає під кутом.

При подальшому збільшенні числа дифракційних максимумів, поліпшуватиметься тільки чіткість і яскравість зображення.



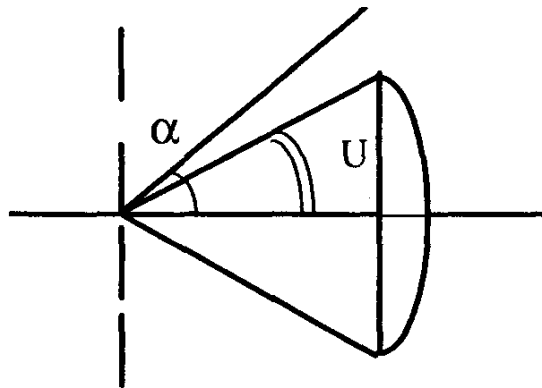
Малюнок 5.14-Механізм отримання зображення

Чим менші предмет або його деталь, тим більші кути дифракції і тим ширший повинний бути отвір об'єктиву. Отвір об'єктиву визначається кутом між променями, що приходять від предмету до країв фронтальної лінзи. Він називається отвірним кутом $2U$. Половина цього кута називається апертурою U (мал. 5.15). Якщо апертура менша кута дифракції, відповідного максимумам першого порядку, то зображення предмету не буде, хоча екран стане рівномірно освітлений променями нульового дифракційного максимуму. Таким чином, радіус кривизни фронтальної лінзи можна збільшувати до тих пір, поки апертура об'єктиву не стане менша кута дифракції променів, що дають максимуми першого порядку.

$$\text{Тоді: } k=1, \quad \alpha \cong U, \quad , d_{\min} \leq \frac{\lambda}{\sin U}, \quad d_{\min} = Z$$

$$Z = \frac{\lambda}{\sin U}$$

Чим менша межа дозволу, тим більш дрібні деталі об'єкту можна розглядати в мікроскоп, тобто тим більша буде його роздільна здатність.



Малюнок 5.15-Апертура

5.2.2 Способи зменшення межі дозволу

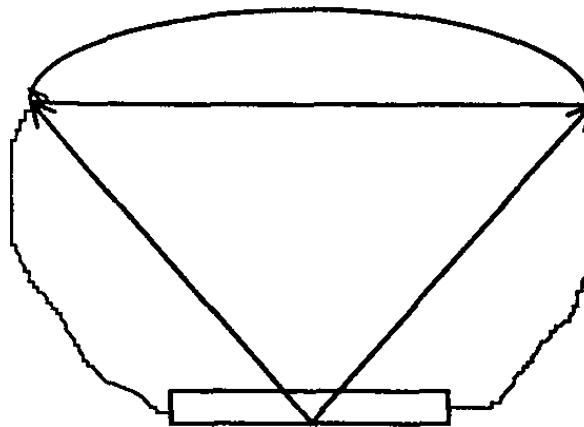
1. Перехід до коротших довжин хвиль, що здійснюється у сучасних ультрафіолетових мікроскопах. Проте це вимагає виготовлення оптики мікроскопа з кварцового скла або флюориту, і обмеження довжин хвиль 200—250 нм, оскільки більшість біологічних об'єктів значно поглинають короткий ультрафіолет. Зображення розглядається за допомогою флюоресцентного екрана або фотографується. Мікроскопування в ультрафіолетових променях дає можливість збільшити дозволяючу здатність мікроскопа майже вдвічі.

Для подальшого збільшення роздільної здатності мікроскопа, застосовують електронні мікроскопи, у яких використовуються хвилеві властивості швидких електронів. Їх довжина хвилі дуже мала, оскільки вони розганяються до дуже великих швидкостей, тому межа дозволу складає близько 0,1 нм.

2. Введення імерсійного середовища.

Імерсією називається рідина, що вводиться між об'єктом і об'єктивом мікроскопа, та має показник заломлення, близький до показника заломлення речовини, з якої виготовлена лінза.

Як імерсію використовують воду ($n=1,33$), касторову олію ($n=1,5$). При введенні імерсії, світло від об'єктиву до предмету проходить в оптично однорідному середовищі. Це дозволяє збільшити яскравість зображення і зменшити кут дифракції для променів, що створюють максимуми першого порядку.



Малюнок 5.16- Введення імерсійного середовища

$$Z = \frac{\lambda}{n \sin U},$$

де n — показник заломлення імерсії.

3. При розгляді об'єкту в умовах похилених променів, величина межі дозволу визначається як:

$$Z = \frac{\lambda}{2n \sin U}$$

Ця формула дає можливість оптичному мікроскопу створювати максимальне збільшення, не спотворюючи його форму.

5.2.3 Електронний мікроскоп

Електрони, розганяючись в електричному полі до дуже великих швидкостей, володіють малою довжиною хвилі, що визначає велику роздільну здатність електронних мікроскопів. Під дією електричного поля електрони одержують достатньо велику кінетичну енергію, функцією якої є швидкість:

$$eU = \frac{m\mathcal{G}^2}{2} \quad \text{звідки} \quad \mathcal{G} = \sqrt{\frac{2eU}{m}}.$$

За формулою Луї де Бройля $\lambda = h/mv$,

$$\lambda = \frac{h}{m\sqrt{\frac{2eU}{m}}} \lambda = \frac{h}{\sqrt{2emU}},$$

де h — постійна Планка, U — прискорююча напруга, e і m — заряд і маса електрона.

Сучасні електронні мікроскопи дозволяють розглядати предмети, розміром близько 10 нм.

Електрони можуть збільшувати свою кінетичну енергію, тобто швидкість під дією магнітного поля. Якщо вектор його швидкості співпадає з напрямом вектора індукції магнітного поля, то він рухається паралельно силовим лініям. Коли ж вектор швидкості електрона перпендикулярний напрямку вектора індукції магнітного поля, то він починає рухатися по круговій орбіті.

Фокусування електрона здійснюється за допомогою магнітного поля (довгі і короткі магнітні лінзи).

Довга магнітна лінза є соленоїдом, поле усередині якого однорідне.

Нехай у цьому полі є точка A , де знаходиться джерело електронів, що випускаються в усіх напрямках з однаковою швидкістю. Розглянемо рух електрона, який випромінюється під невеликим кутом до силових ліній магнітного поля.

Розкладемо швидкість на дві складові: уздовж силових ліній (рух рівномірний) і перпендикулярно до них. На електрон, що рухається перпендикулярно силовим лініям, діє сила Лоренця:

$$F_L = keB\vartheta \sin \alpha$$

Тут B — магнітна індукція поля.

Під дією цієї сили електрон рухатиметься по колу. Тоді, результуючий рух у магнітному полі буде рухом по гвинтовій лінії. Електрон та всі інші, що вилітають під невеликим кутом до напрямку силових ліній, зберуться у деякій точці B , яка буде зображенням точки A , рівним їй за величиною, причому точка B буде розташована на тій же лінії, що і точка A .

Таким чином, соленоїд не дає збільшення або зменшення предмету, тобто $\Gamma=1$, він грає роль конденсора.

Для отримання збільшеного зображення використовують короткі магнітні лінзи, поле яких неоднорідне і протяжність дуже мала. Щоб добитися цього, котушку оточують металевим кожухом, залишаючи вузьку кільцеву щілину, і ставлять конусні полюсні наконечники.

Електрони, що йдуть з точок A і B предмету, зберуться в точках A_1 і B_1 . Відстань між цими точками багато більша відстані між точками A і B , тобто ми одержимо збільшене пряме зображення.

У цьому і полягає принцип роботи короткої магнітної лінзи. Її фокусна відстань до 1 мм, а збільшення близько 300.

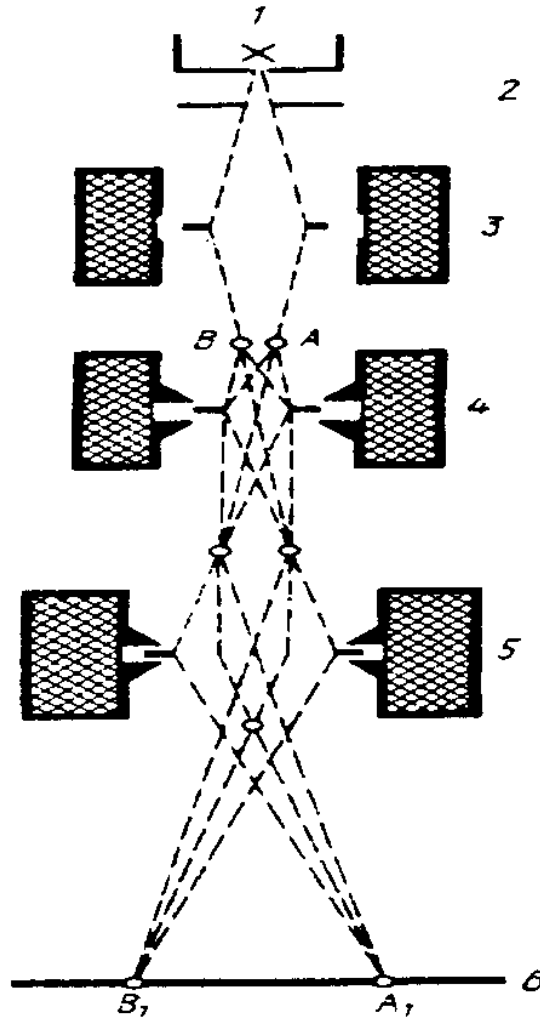
Електронний мікроскоп має (мал. 5.17).

1. Джерело електронів — електронна гармата.
2. Діафрагма.
3. Конденсорна лінза — довга магнітна лінза, що примушує рухатися електрони як паралельний пучок.
4. Об'єктивна лінза — короткофокусна магнітна лінза, що дає проміжне зображення.
5. Проекційна лінза — короткофокусна магнітна лінза, що дає остаточне зображення предмету.
6. Фотокамера.
7. Вакуумна система.
8. Блоки живлення і всі деталі мікроскопа поміщені у трубку з низьким тиском, близько 10^{-4} мм рт. ст.

У електронній гарматі електрони розганяються під дією напруги до 100 кВ. Пройшовши конденсорну лінзу, паралельний пучок електронів потрапляє на об'єкт. Щоб виключити значне поглинання електронів об'єктом, його наносять на дуже тонку колоїдну плівку, товщина якої 10—20 мк.

Електронний промінь, проходячи через об'єкт, розсіюється на деякий кут, що зветься апертурою. У об'єктивній лінзі електронний пучок обмежується металевим кільцем, званим апертурною діафрагмою. Вона обмежує пучок електронів, тим самим усувається сферична аберация.

Електрони, розсіяні об'єктом, збираються об'єктивною лінзою у площині, де утворюється проміжне перевернуте, збільшене зображення об'єкту.



Малюнок 5.17-Електронний мікроскоп

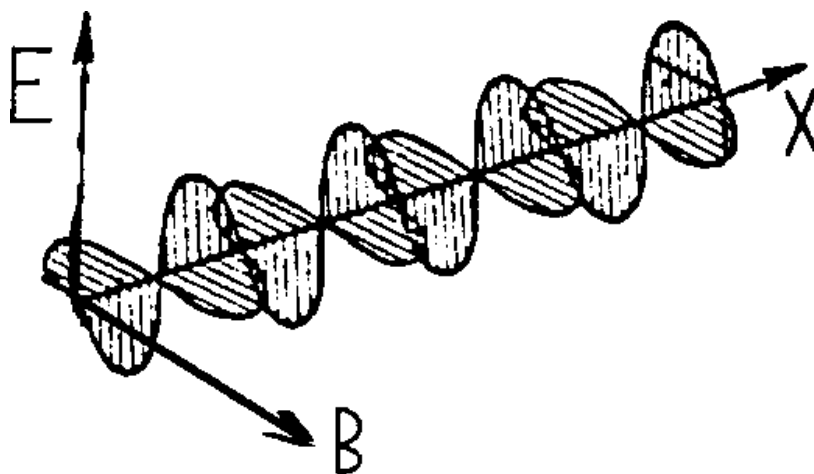
Проекційна лінза ще більше збільшує зображення і в певній площині за нею формується остаточне зображення об'єкту.

Довжина хвилі рухомих електронів досягає близько декількох сотих ангстрема (0,05А), що дозволяє одержати межу дозволу в декілька ангстремів. Це відповідає збільшенню порядку 10^5 — 10^6 разів.

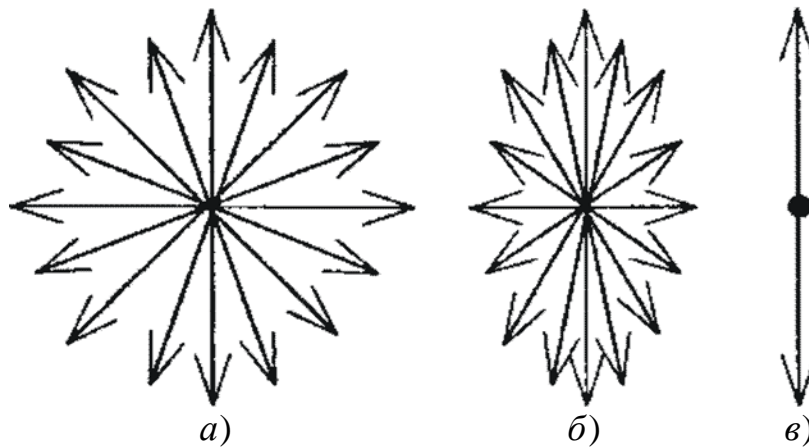
5.2.4 Поляризація світла

Світло за Максвелом є електромагнітною хвилею — сукупність змінних взаємопов'язаних електричного і магнітного полів. Напруженість електричного поля E , величина магнітної індукції B , напрям розповсюдження світла Ox перпендикулярні один одному (мал. 5.18).

У джерелі світла випромінювання його окремими атомами відбувається незалежно одне від одного. Це призводить до того, що площини коливання електричної і магнітної складових світлової хвилі постійно змінюватимуться (мал. 5.19 *a*). Таке світло називається природним. Оскільки світлове або зорове відчуття викликає електрична складова електромагнітної світлової хвилі, то, надалі, ми говоритимемо тільки про неї.



Малюнок 5.18-Світло



Малюнок 5.19- Природне світло

Світло, коливання електричної складової в якому відбувається в певній площині, називається плоско поляризованим (мал. 5.19 в).

Площина електричної складової називається площиною коливання поляризованого променя, а площина магнітної складової, що перпендикулярна до неї, називається площиною поляризації.

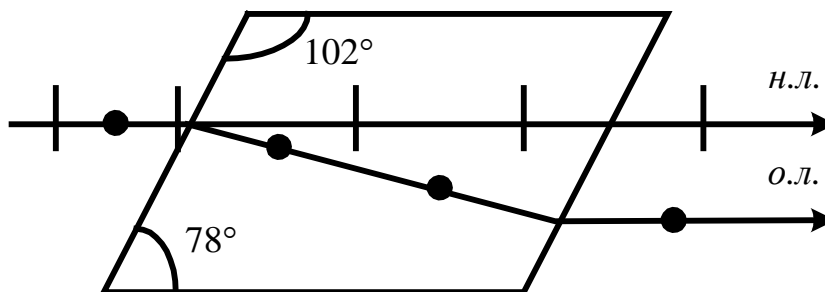
Поляризацією світла називається виділення з пучка природного світла променів, коливання світлового вектора яких лежать в одній площині.

Поляризацію можна спостерігати при віддзеркаленні і заломленні світла, а також при проходженні його через анізотропні середовища.

Відбитий промінь буде повністю поляризований, якщо тангенс кута падіння буде рівний відносному показнику заломлення середовища, від межі якого походить віддзеркалення (закон Брюстера):

$$\operatorname{tg} = n .$$

Пристрої, що служать для отримання поляризованого світла, називають **поляризаторами**, а пристрої, що дозволяють визначити положення у просторі площини коливань поляризованого світла, називаються аналізаторами.



Малюнок 5.20-Пройходження природного світла через кристал ісландського шпату

Поляризацію світла можна одержати при проходженні природного світла через кристал ісландського шпату. При падінні природного світла на такий кристал має місце явище подвійного променезаломлення, яке полягає в розділенні світла на два світлові пучки, що йдуть декількома відмінними напрямками. Один з них називається звичайним, а інший — незвичайним.

Кристал ісландського шпату є прозорим ромбоедром, всі площини якого паралелограми з тупими 102° і гострими — 78° кутами. У кристалі є дві вершини, в якій сходяться три тупі кути (мал. 5.20).

Пряма, що є сполученням цих вершин, називається кристалографічною віссю, а будь-яка пряма паралельна їй, називається оптичною віссю кристала.

У напрямі оптичної вісі подвійного променезаломлення не спостерігається.

Площина, проведена через надаючий промінь і оптичну вісь, називається головним перетином кристалу.

5.2.5 Властивості звичайного і незвичайного променів

1. Звичайний промінь підкоряється законам заломлення природного світла.
2. Для нього показник заломлення є величина постійна ($n_0 = 1,48$).
3. Показник заломлення незвичайного променя змінюється залежно від його напрямку ($n_n = 1,48 - 1,66$).
4. Звичайний і незвичайний промені поляризовані у взаємно перпендикулярних площинах.

Відхилення незвичайного променя відбувається при нормальному падінні світла на грані кристалу.

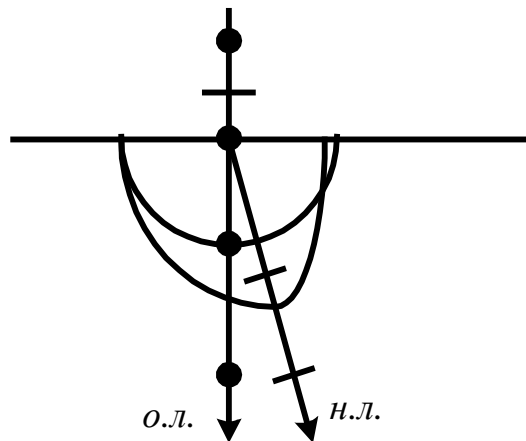
Подвійне променезаломлення відбувається тільки в анізотропних середовищах. Анізотропними називаються середовища або речовини, властивості яких відмінні у різних напрямках.

Анізотропія пояснюється неоднаковими відстанню між атомами кристалічної решітки і їх взаємодією у різних напрямках.

Подвійне променезаломлення викликане неоднаковою швидкістю розповсюдження світлових хвиль у різних напрямках. У точці падіння природного світла утворюється дві світлові хвилі (мал. 5.21).

Одна розповсюджується у кристалі за всіма напрямками з однаковою швидкістю — це звичайний промінь (фронт хвилі сферичної). Інша, швидкість якої за напрямом оптичної вісі кристала однакова зі швидкістю у першій хвилі, а більша за напрямом, що перпендикулярний оптичній вісі - це незвичайний промінь (фронт хвилі має еліпсоїдну форму).

Оптична анізотропія спостерігається і у органічних структур: наприклад, у м'язових, колагенових і нервових волокон. Дослідження скелетного м'язового волокна у поляризованому світлі показало, що темніші ділянки є анізотропними і мають властивість подвійного променезаломлення, а світліші ділянки є ізотропними, тому скелетні м'язи називають поперечносмугастими. Колагенові волокна цілком анізотропні, оптична вісь їх розташована уздовж вісі волокна. Нервові волокна суцільно анізотропні, їх оптична вісь радіальна.



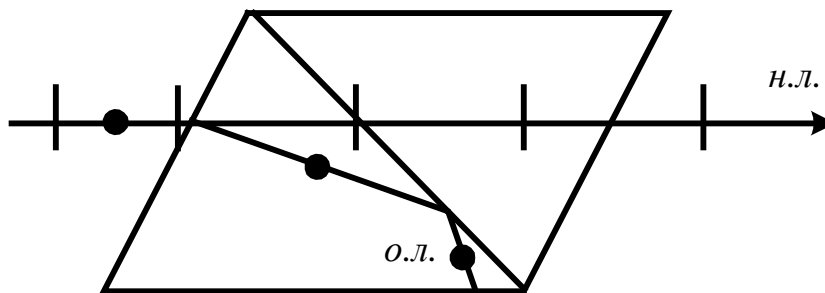
Малюнок 5.21-Подвійне променезаломлення

Для гістологічних досліджень застосовуються поляризаційні мікроскопи. Це біологічний мікроскоп, забезпечений двома поляризаційними пристроями: один розташований перед конденсором і служить поляризатором, другий — у тубусі між об'єктивом і окуляром і служить аналізатором. Наочний столик обертається навколо подовжньої осі мікроскопа на 360° .

5.2.6 Способи отримання поляризованого світла

1. Призма Ніколя (мал. 5.22). Вона виготовлена з кристала ісландського шпату. Розпилювання йде по площині, що є сполученням тупих кутів і склеюється канадським бальзамом ($n = 1,66$). При падінні світлового променя на грань призми, незвичайний промінь падає на площину склеювання під меншим кутом, ніж граничний кут падіння для канадського бальзаму, і проходить, практично не змінюючи напрямку. Звичайний промінь падає під великим кутом, випробує повне внутрішнє віддзеркалення від площини склеювання і поглинається зачорненою стінкою призми.

Призма Ніколя дає повністю поляризоване і нефарбоване світло, але є порівняно дорогим пристроєм.



Малюнок 5.22-Призма Ніколя

2. Для отримання поляризованого світла використовують також поляроїди (поляризаційні світлофільтри).

Існують кристали, наприклад турмалін, які мають властивість дихроїзму, тобто різного поглинання світла залежно від орієнтування площини коливань світлової хвилі щодо головної площини кристала. У такому кристалі звичайні промені майже повністю поглинаються, а незвичайні проходять наскрізь.

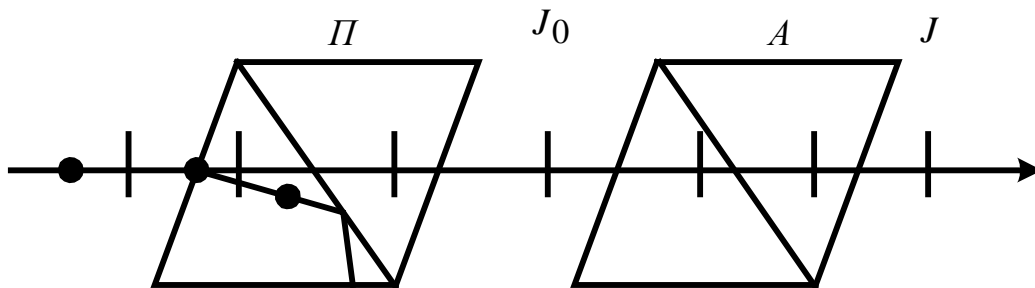
Полярійди є прозорою плівкою, на яку нанесені кристали дихроїчної речовини, наприклад, герпатита (сірчаноокислого йодохинину). У процесі виготовлення плівки кристали орієнтуються так, щоб їх оптичні вісі були паралельні. Результатом є поляризоване світло з коливаннями в одній певній площині.

Полярійди не дають повністю поляризованого і частково забарвленого світла, але порівняно дешеві.

Плоска поляризація світла, особливо часткова (мал.5.23), вельми поширене явище, проте око не відрізняє поляризоване світло від природного. Тому всі спостереження поляризації світла або пов'язаних з нею явищ проводяться тільки за допомогою спеціальних приладів.

Розглянемо систему поляризатор — аналізатор (мал.5.23).

Якщо площини коливань поляризатора і аналізатора співпадають, то світло повністю проходить через систему.



Малюнок 5.23-Система поляризатор-аналізатор

Якщо площини перпендикулярні — світло повністю не проходить.

Якщо площини розташовані під деяким кутом один до одного, то світло проходить частково.

Ця залежність визначається законом Малюса:

Сила світла, що пройшло через аналізатор, пропорційна квадрату косинуса кута між площинами коливань аналізатора і поляризатора:

$$J = J_0 \cos^2 \alpha, \text{ де}$$

J_0 — інтенсивність світла, що падає на аналізатор

J — інтенсивність світла, що пройшло через аналізатор

α — кут між площинами коливань аналізатора і поляризатора.

Розчини багатьох органічних речовин (цукру, кислоти, алкалоїди і ін.), а також деякі чисті рідини володіють властивістю обертати площину коливань поляризованого світла. Такі речовини називають оптично активними. Розрізняють право — і лівообертаючі речовини.

Для розчинів оптично активних речовин кут обертання α залежить від довжини хвилі, поляризованого світла, від природи речовини, температури (t°), концентрації C і довжини стовпа розчину— L .

Якщо $\lambda = const$, то $\alpha = [\alpha]C \cdot L$, де

$[\alpha]$ — питомий кут обертання — це стократний кут обертання площини коливань для стовпа розчину завдовжки 1 дм (10 см) при концентрації речовини 1г на 100 мл розчину, при температурі 20°C і довжині світлової хвилі $\lambda = 589 \text{ нм}$ (жовта лінія парів натрію).

Залежність кута обертання для даної речовини від довжини хвилі визначається законом Біо: $\alpha = a/\lambda^2$, де

a — постійна, залежить від природи речовини.

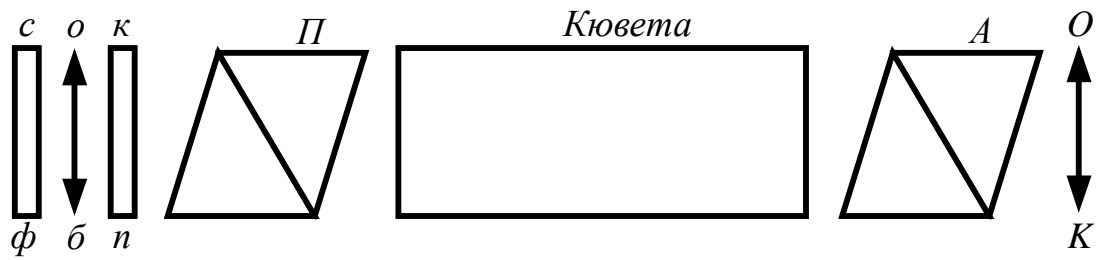
Дослідження, пов'язані з обертанням площини коливань поляризованого світла (метод поляриметрії), проводяться в монохроматичному світлі, яке одержують за допомогою відповідних світлофільтрів. При використанні білого поляризованого світла, аналізатор при повороті пропускатиме по черзі промені різної довжини хвилі. Пляма на екрані відповідно мінятиме колір.

Це явище називається обертальною дисперсією і використовується при вивченні структури речовини, а метод називається спектрополяриметриєю. Знаючи кут обертання, можна вирішити зворотнє завдання — визначити концентрацію речовини у розчині: $C = \alpha / ([\alpha] \cdot L)$. Це використовується в клінічній практиці, санітарії і т.п.

Прилади для таких досліджень називаються поляриметрами. Розглянемо пристрій напівтіньового поляриметра (мал. 5.24).

Світловий промінь проходить через оранжевий світлофільтр "СФ", об'єктив "Об", кварцову пластинку "КП" і поляризатор "П". З системи поляризатора промінь через кювету з досліджуванним розчином проходить через аналізатор "А" і окуляр "ОК" зорової труби, службовець для спостереження поля зору. Виходячи з того, що при установці поля зору на темноту буває важко уловити абсолютне зникнення світла, поле зору розділяють на три частини і добиваються однакової яскравості цих частин. Кварцова пластинка закриває середню частину поля зору. Таким чином, площина світлових коливань у середній частині поля зору складає невеликий кут з площиною світлових коливань у бічних ділянках. Аналізатор повертають так, щоб площина, у якій він пропускає світлові коливання, складала однаковий кут з площинами коливання центрального і бічних ділянок. Тоді згідно з

законом Малюса яскравість всіх трьох ділянок буде однакою. Таке положення береться за нульове.



Малюнок 5.24- Пристрій напівтіньового поляриметра

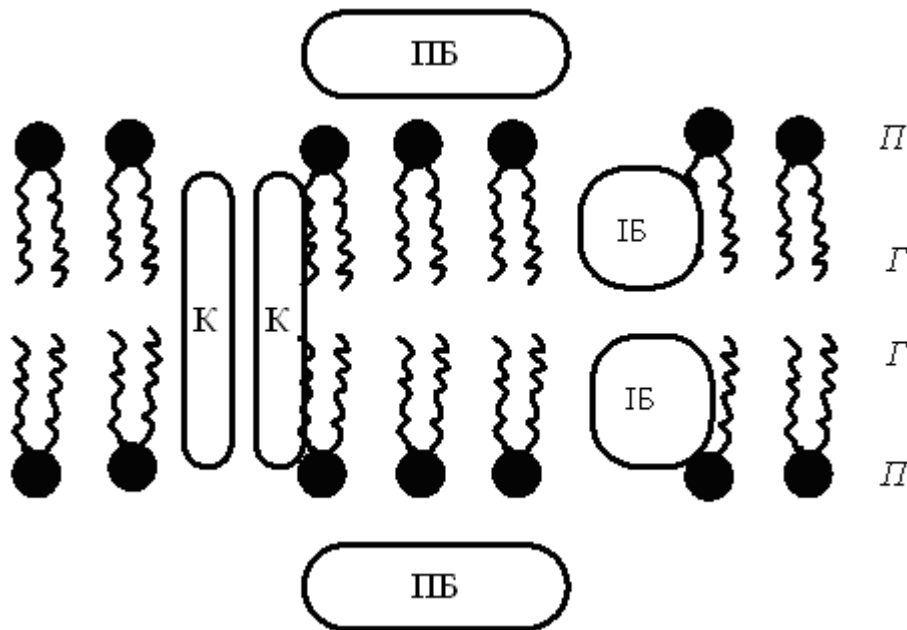
ТЕМА 6 МЕМБРАНИ

6.1 Структурні основи функціонування мембран

Найважливіші фізичні та фізико-хімічні функції клітин виявляються у метаболізмі і біосинтезі, у біоенергитичних процесах запасу енергії та її перетворенні при реалізації електро — і механохімічних процесів, а також регульованого активного і пасивного транспорту речовин зі збереженням автономності внутрішнього устрою клітини. Для виконання цих життєво важливих функцій клітина відокремлена від зовнішнього середовища напівпрозорою плазматичною мембраною.

З погляду структури, мембрана є матрицею для мембранних ферментів, рецепторів і інших компонентів, що створюють бар'єрну функцію.

Молекули фосфоліпідів складаються з полярної головки (П), до складу якої входить одне з полярних з'єднань (холин, етаноламін і ін.) і неполярного хвоста (Г), який містить гліцерин, жирні кислоти, фосфорну кислоту. Фосфоліпідні молекули мають властивість амфіфільності: полярна головка гідрофільна, тобто змочується водою (контактує з водою), «хвіст» є гідрофобним, тобто не змочується водою («боїться води»).



Малюнок 6.1-Мембрана

За формою молекули фосфоліпідів представляють сплюснуті циліндри, $1/4$ яких гідрофільна, а $3/4$ гідрофобні.

У водних розчинах такі молекули самозбираються, прагнучи заховати від води гідрофобні хвости, і утворюють подвійний фосфоліпідний шар — власне основу мембрани (мал. 6.1).

У цей шар вбудовуються поверхневі (ПБ) і інтегральні (ІБ) білки. Причому, поверхневі білки утримуються електростатичними силами, а інтегральні — міцними гідрофобними взаємодіями. За рахунок цих білків частково або повністю здійснюються такі функції мембран, як проникність, транспорт речовин, генерація біопотенціалів і ін.

Окислення при вільному радикальному процесі одного з кислих ланцюгів фосфоліпідів або відщеплення її під дією фосфоліпази, приводить до звуження її хвостової частини. Такі дефектні молекули при збірці утворюють не бішар, а сферичні міцели. Знаходячись у складі мембрани, вони утворюють пори або канали (К), через які можуть проникати вода і розчинені в ній речовини. Як результат мембрана частково втрачає свої бар'єрні властивості, тому окислення і дія фосфоліпаз є процесами, відповідальними за пошкодження мембран по ряду захворювань.

Виходячи з фізичних властивостей мембрани слід зазначити, що молекули фосфоліпідів випробовують бічний тиск, обумовлений поверхневим натягненням на межі вода — ліпідна фаза. Цей тиск у нормі визначає величину щільності упаковки у ліпідному шарі. При зміні температури, хімічного складу хвоста, заряду «головки», при патологічних процесах, змінюється і щільність упаковки.

Різного виду дослідження показали, що ліпідний бішар може знаходитися у двох станах:

1. Твердого двомірного кристалу.
2. Бімолекулярної рідкої плівки (рідкокристалічної).

У обох станах зберігається щільна гексагональна упаковка фосфоліпідних молекул, проте щільність упаковки зменшується при переході до рідкої фази. Рідкий та твердий стани відрізняються також в'язкістю ліпідної фази та розчинністю в ній різних речовин.

Чи буде стан бішар твердим або рідким, не вдаючись, в подробиці, залежить від хімічного складу ліпідів, числа заряджених груп на поверхні мембрани, змісту води та температури.

Проникність мембран для різних речовин, робота мембранних ферментів і рецепторів безпосередньо залежить від фізичних властивостей ліпідної фази біологічних мембран (поверхневого заряду та міжфазного стрибка потенціалу).

Поверхневий заряд мембрани утворюється зарядженими фосфоліпідами, які створюють на поверхні мембрани, переважно негативний заряд, що стабілізує мембрану і клітинні елементи. У зв'язку з цим мембрани нагадують плоско-паралельний конденсатор (електростатична місткість):

$$C = \frac{\varepsilon\varepsilon_0 S}{d}.$$

Товщина мембрани складає (0,4—0,9) нм. Якщо $\varepsilon = 13$, то величина цієї місткості на одиничній площі - (0,5—1,3) 10^{-2} нф .

В'язкість мембрани на два порядки вища за в'язкість води і складає (30—100) МПа·с. Поверхнєве натягнення мембрани (0,03—1,0) нН/м.

Розподіл електричного потенціалу мембрани і її меж можна вважати важливим чинником, що визначає швидкість перенесення речовин через мембрану.

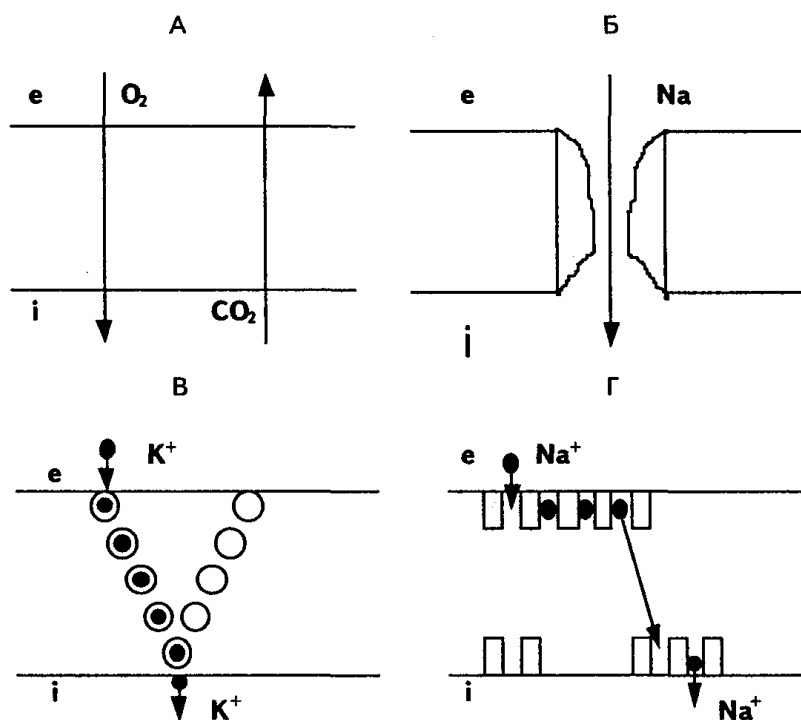
Оскільки жива клітина, як термодинамічна система, обмінюється з навколишнім середовищем речовиною, енергією і інформацією, то транспорт речовин через мембрану є невід'ємною властивістю існування клітки. Він забезпечує біоенергетику клітки (синтез АТФ), формування спеціальних структур усередині клітки, здійснює дію лікарських речовин на цитоплазму, саму мембрану, ферментативні системи та рецептори.

Розрізняють два види транспорту речовин: пасивний, коли частинки переносяться за градієнтом без витрат енергії, і активний, що вимагає витрат хімічної енергії, яка звільняється при гідролізі АТФ.

Типи пасивного транспорту наведені на мал. 6.2

Шляхом простої дифузії (тип А) у клітці забезпечується проникність мембран для O_2 , більшості отруй та лікарських речовин. Це найповільніший і мало керований процес.

Для перенесення живильних речовин і необхідних для життєдіяльності іонів еволюція виробила спеціальні білкові пори (канали) — тип Б. Дифузія через пори відбувається при збудженні мембрани. У цьому випадку в ній відкриваються спеціальні канали, через які за градієнтом спрямовується потік речовин та іонів.



Малюнок 6.2-Пасивний транспорт

Іонний транспорт проходить за типами В і Г. Ряд речовин служать іонофорами — переносниками катіонів. До них відноситься циклічний антибіотик валіноміцин (рухомий переносник) — тип В. Він є нейтральною молекулою з високою поляризаційною здатністю, створюючи з іонами K^+ сферичні комплекси, що знижують бар'єр для проходження іона. Приєднавши іон K^+ , він транспортує його усередину клітини. На внутрішній поверхні іони K^+ вивільняються. Переносник повертається до зовнішньої поверхні мембрани. Далі цикл повторюється.

Другим переносником є грамїцидин, який утворює у мембрані полярну пору (тип Г). Транспорт, полегшений утворенням пор, має естафетний характер — пора може бути утворена декількома послідовно розташованими молекулами, між якими відбувається передача іона. Іон може переноситися не однією, а відразу декількома молекулами іонофора — це колективний процес.

Пасивний транспорт описується рівнянням Нернста — Планка:

$$\Phi = -uRT \frac{dC}{dx} - ucZF \frac{d\phi}{dx},$$

де: Φ — потік речовини

u — рухливість іона, молекули

R — універсальна газова постійна

T — температура за шкалою К°

dC/dx — концентраційний градієнт

C — концентрація у молях

Z — величина заряду іона

F — число Фарадея

$d\phi/dx$ — градієнт потенціалу.

Перша частина рівняння визначає потік незаряджених частинок, друга — заряджених, знак «—» показує, що сумарна щільність потоку речовини при дифузії направлена у бік зменшення концентрації.

Для опису дифузії незаряджених частинок використовують рівняння Фіка:

$$\Phi = -D \frac{dC}{dx}$$

У цьому вигляді рівняння Фіка визначає потік незаряджених частинок через одиничну площу у випадку, якщо не існує перегородки (мембрани), яка може утрудняти перенесення, де: D — коефіцієнт дифузії, dC/dx - градієнт концентрації.

Для клітинної мембрани: $dx = L$ — товщина мембрани, $dC = C_i - C_e$, де C_i і C_e - концентрація частинок всередині і зовні клітки. У рівнянні Фіка для клітини

додається коефіцієнт K (коефіцієнт розподілу), який визначає співвідношення концентрації частинок між середовищем та мембраною і зрештою швидкість перенесення. Враховуючи це, рівняння Фіка для клітинної мембрани представляється у вигляді:

$$\Phi = -\frac{DK}{L}(C_e - C_i)$$

$DK/L = P$ — називають ефективним коефіцієнтом проникності, тоді $\Phi = -P \cdot (C_e - C_i)$.

Мембрани володіють також селективною проникністю, тобто різним коефіцієнтом проникності, який при простій дифузії визначається коефіцієнтом розподілу K , а у разі полегшеної дифузії — вибірковістю каналу та переносника.

Добре відомі чотири основні системи *активного транспорту* іонів у живій клітині: 1. $Na^+ - K^+$, 2. Ca^{++} , 3. H^+ , 4. Протонний (у дихальному ланцюзі мітохондрій). В усіх випадках перенесення іонів через мембрану проводиться за рахунок енергії гідролізу АТФ (спеціальними ферментами переносниками), званими транспортними АТФ-азами.

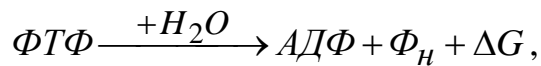
Розглянемо тільки механізми $Na^+ - K^+$ -АТФ-азы. Не дивлячись на значні відмінності в структурі $Na^+ - K^+$ і Ca^{++} - АТФ-аз, у механізмах їх здійснення багато спільного.

Іони Na^+ і K^+ визначають водно-електролітний обмін організму. У нормі в живих клітинах тварин існує асиметрія концентрацій цих іонів всередині (і) і зовні (е) клітки.

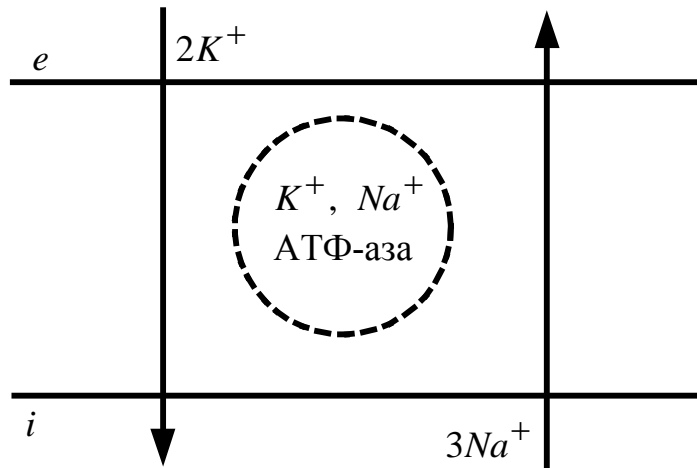
$$[K^+]_{(інтерно)} > [K^+]_{(екстерно)}$$

$$\left[Na^+\right]_i < \left[Na^+\right]_e$$

Клітинна мембрана має однакову проникненість для обох іонів. Тому, для підтримки асиметрії, здійснюється протигradientне перенесення за допомогою $Na^+ - K^+$ -АТФ-ази або $Na^+ - K^+$ насоса (помпи), за рахунок тієї енергії, що звільняється при гідролізі АТФ:



де Ф_H — неорганічний фосфат.



Малюнок 6.3- Основні етапи роботи АТФ-ази

Основні етапи роботи АТФ-ази (мал. 6.3):

1. Приєднання 3 іонів Na^+ і фосфорування ферменту усередині клітини.
2. Транслокація I — перенесення центру скріплення іонів Na^+ назовні.
3. Від'єднання 3 іонів Na^+ і заміна їх на два K^+
4. Відщеплення залишків фосфорної кислоти.
5. Транслокація II — перенесення центру скріплення іонів K^+ усередину клітини.

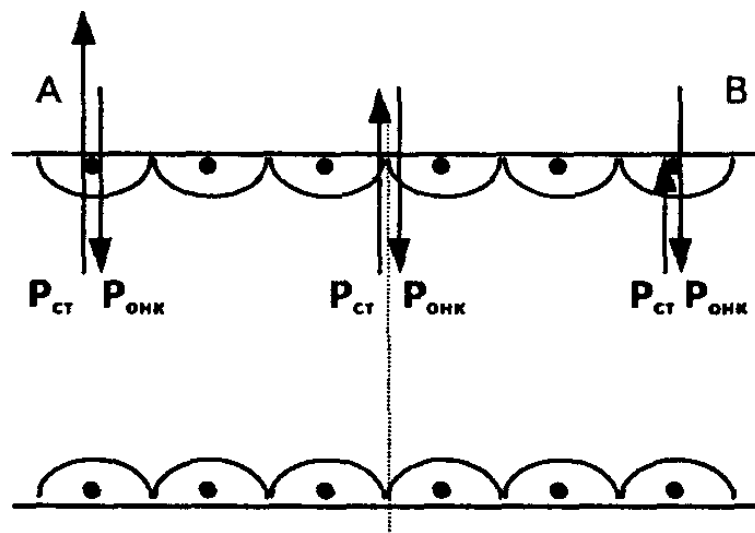
6. Від'єднання 2 K^+ і приєднання 3 Na^+ , потім фосфорування ферменту.

Перенесення 2 K^+ усередину клітини і викид 3 Na^+ назовні приводить до перенесення одного додаткового позитивного іона з цитоплазми на поверхню мембрани. Тому внутріклітинний вміст має знак (—), а позаклітинне (+).

У цілому енергія, яка звільняється при гідролізі АТФ для здійснення активного транспорту Na^+ і K^+ , визначається формулою:

$$\Delta G = 2RT \ln \frac{[K^+]_e}{[K^+]_i} + 3RT \ln \frac{[Na^+]_i}{[Na^+]_e} + Z\Delta\varphi,$$

де перший доданок визначає енергію для протигradientного перенесення двох іонів K^+ , другий — енергію для протигradientного перенесення трьох іонів Na^+ , третє — енергію на подолання сил електричного поля, що виникає на мембрані за рахунок активного транспорту.



Малюнок 6.4-Трансцелюлярне перенесення

Всі обмінні процеси між кров'ю і тканинною рідиною і, навпаки, здійснюються у капілярах за рахунок трансцелюлярного перенесення. Епітелій капіляра

добре проникний для води та електролітів. Перенесення здійснюється за градієнтом, що створюється сумою статичного і осмотичного тиску (мал. 6.4).

З гемодинаміки відомо, що статичний тиск, що створюється за рахунок роботи серця, по довжині капіляра зменшується від артеріального (А) до венозного (В) кінця капіляра, причому градієнт цього тиску значний. Статистичний тиск завжди направлений з крові до тканинної рідини.

Осмотичний тиск у капілярах визначається двома причинами:

1. Вмістом низькомолекулярних з'єднань у крові та тканинній рідині. Величина цього тиску досить значна (до 8 атм), проте, воно практично однакове у цих середовищах і не створює градієнта тиску.
2. Вмістом колоїдних білків у плазмі крові. Величина цього осмотичного тиску незначна, близько 40-50 см.вод.ст., проте, різниця цього тиску у крові та тканинній рідині значна. Ця різниця визначає, так званий, колоїдно-осмотичний (онкотичний) тиск, який відіграє істотну роль у водно-електролітичному обміні у капілярах. Колоїдно-осмотичний тиск по всій довжині капіляра постійний і направлений з тканинної рідини у кров.

Загальний тиск у будь-якій точці капіляра визначається сумою статичного та колоїдно-осмотичного тиску.

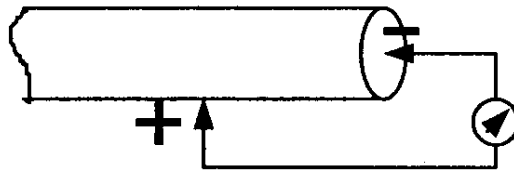
У артеріальній ділянці капілярів статичний тиск превалює над колоїдно-осмотичним. Відповідно і вода спрямовується із кров'яного русла у лімфу та сполучну тканину. Навпаки, у венозних ділянках капілярів статичний тиск опиняється не тільки меншим, ніж у артеріальному їх кінці, але і поступається за величиною колоїдно-осмотичного тиску. Внаслідок цього вода із сполучної тканини та

лімфи рухається у плазму крові. У центральних ділянках капіляра колоїдно-осмотичний та статичний тиски взаємно компенсують один одного що, з погляду термодинаміки, відповідає стаціонарному стану, характерному для нормального здорового організму.

По ряду патологічних процесів стаціонарний стан порушується. Порушення можуть бути слідством або зміни статичного тиску крові або зниження сумарної кількості білків крові, і, відповідно, падіння колоїдно-осмотичного тиску. Підвищення статичного тиску крові, зокрема, має місце при важкому гіпертонічному стані. Падіння колоїдно-осмотичного тиску плазми крові спостерігається при гострих крововтратах, при шоківих станах та опіках, а також при гострій променевої хворобі. У останньому випадку відбувається значне збільшення проникненості капілярів, стінки яких, унаслідок наступаючої при опромінюванні деполімерізації тканинних структур, пропускають високомолекулярні речовини із кров'яного русла у навколишні тканини. Різкі порушення водного обміну приводять, на кінець, до явищ набряку. У його основі можуть лежати не тільки підвищення гідростатичного або пониження колоїдно-осмотичного тиску крові, але і зміна гідрофільності сполучної тканини, зокрема, що виникає при порушенні лужно-кислотної рівноваги.

6.2 Електрогенез біопотенціалів

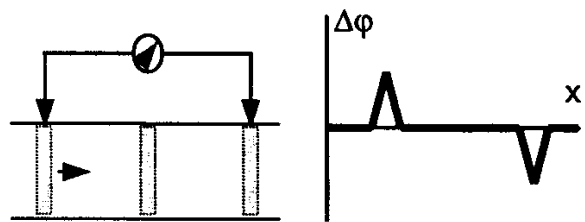
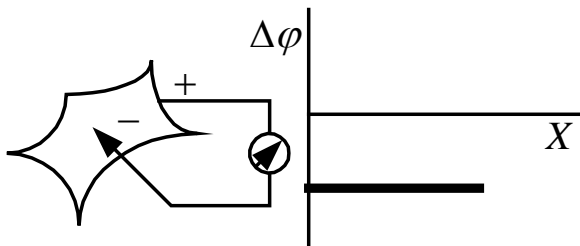
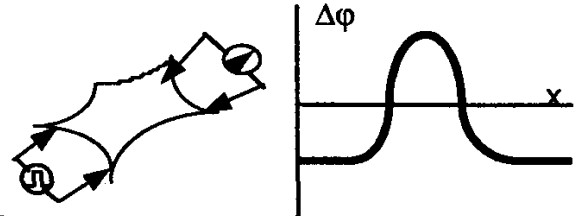
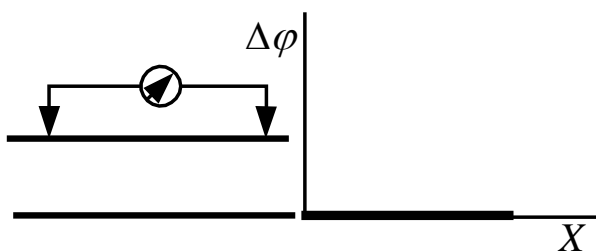
Між двома точками живої тканини за допомогою чутливої електровиміральної апаратури можна зареєструвати постійну або змінну різницю потенціалів, які пов'язані з життєвою функцією організму і називаються біопотенціалами. Нижче наведені приклади реєстрації біопотенціалів.



Малюнок 6.5-Потенціал пошкодження

1. Якщо розітнути живу тканину, то між пошкодженою і непошкодженою ділянками можна зареєструвати постійну різницю потенціалів, яка називається **демаркаційним** потенціалом або потенціалом пошкодження (мал. 6.5).

2. При накладенні електродів між внутрішнім і зовнішнім середовищами клітини на поверхню нервових і м'язових волокон, які знаходяться в незбудженому стані, реєструється постійна різниця потенціалів, вона носить назву потенціал **спокою** (мал. 6.6).



Малюнок 6.6-Потенціал спокою

Малюнок 6.7-Потенціал дії

1. Після нанесення роздратування на клітину, нервово або м'язове волокно, вони переходять у збуджений стан. Зареєстрована різниця потенціалів, що при цьому змінюється, називається потенціалом *дії* (мал. 6.7).

2. Можна реєструвати різницю потенціалів окремих органів організму (мал. 6.8).

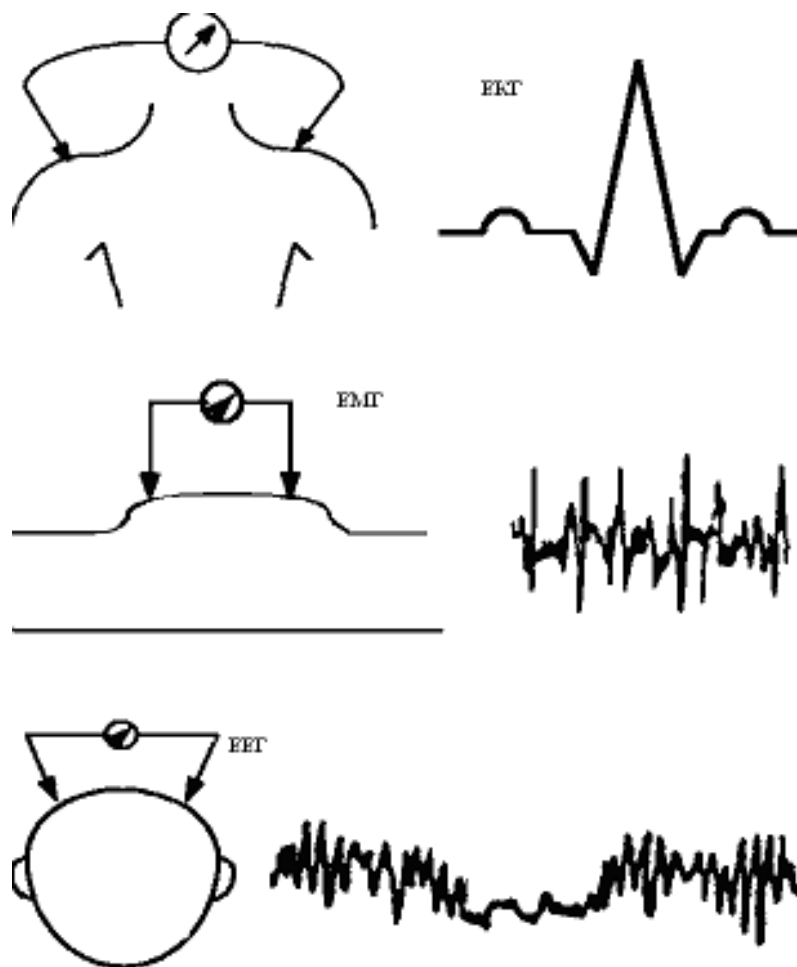
Для усіх наведених прикладів спільним є те, що вони пов'язані з життєвими процесами, які протікають у біологічних системах. Незважаючи на різні біопотенціали за своїми електричними характеристиками, всі вони так чи інакше обумовлені однією спільною причиною — нерівномірним розподілом іонів у двох різних ділянках тканини, тобто асиметрією концентрації іонів. Проте механізми їх утворення у клітині можуть бути різні.

1. *Дифузійний потенціал* $\Delta\phi_{\partial}$ (мал. 6.9). Для його виникнення необхідний контакт електролітів з різними концентрацією та рухливістю аніонів і катіонів ($U_{H^+} \gg U_{Cl^-}$). На межі розподілу для обох іонів характерне однакове проникнення.

Перехід іонів H^+ і Cl^- здійснюватиметься у бік меншої концентрації. Велика концентрація іонів водню з правого боку від межі розділу електролітів буде створена внаслідок їх рухливості, тобто виникне різниця потенціалів $\Delta\phi_{\partial}$.

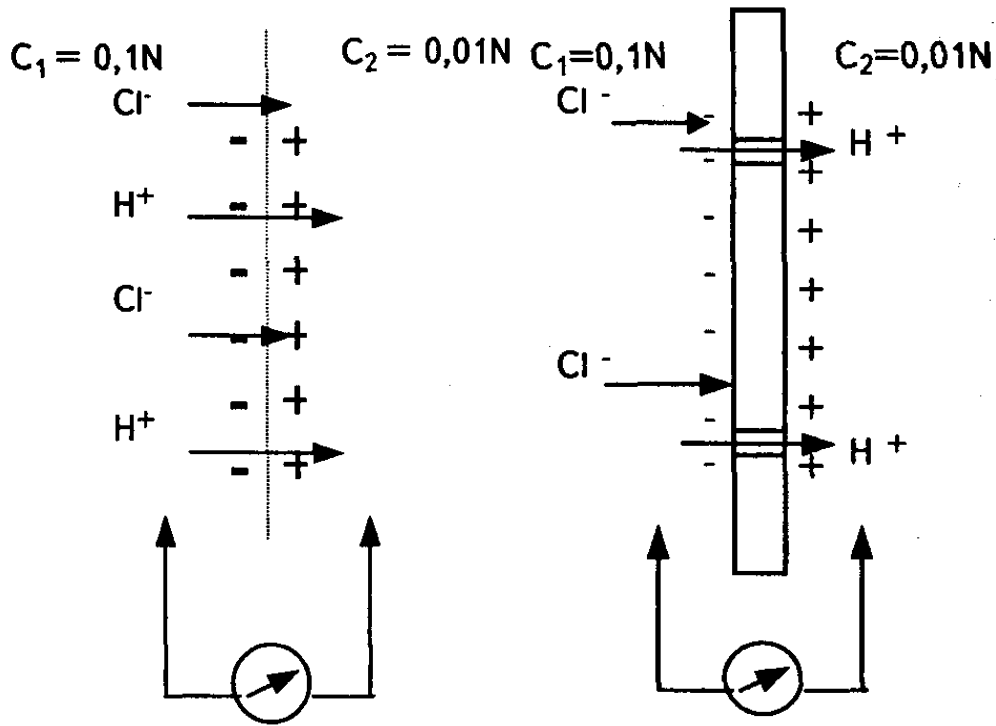
Кількісно величина $\Delta\phi_{\partial}$ визначається рівнянням Гендерсона:

$$\Delta\phi_{\partial} = \frac{U^+ - U^-}{U^+ + U^-} \frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1}{C_2}$$



Малюнок 6.8-Реєстрація потенціалів окремих органів

2. **Рівноважний мембранний потенціал** $\Delta\varphi_{m(p)}$ (мал. 6.10) Він виникає на межі розподілу двох електролітів, розділених мембраною, вибірково проникною для одного з іонів. Це випадок дифузійного потенціалу, коли рухливість одного з іонів дорівнює нулю. При рухливості іонів Cl^- рівній нулю, іони Cl^- залишаються по один сторону бік мембрани, а іони H^+ проходять через мембрану, утворюючи на іншій стороні позитивний заряд.



Малюнок 6.9- Дифузійний потенціал Малюнок 6.10-Рівноважний мембранний потенціал

При цьому виникає потенціал, який описується рівнянням Ернста, окремий випадок рівняння Гендерсона, коли $U_{Cl^-} = 0$:

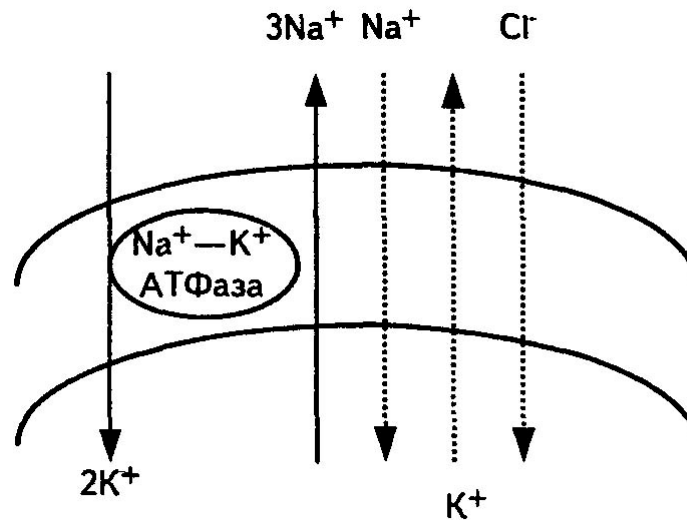
$$\Delta\varphi_{M(p)} = \frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1}{C_2}$$

За рівнянням Нернста були розраховані мембранні потенціали клітин, що створюються іонами Na^+ , K^+ , Cl^- окремо. Проте, сумарний потенціал цих іонів значно відрізняється від експериментально визначеного на різних клітинах. Виникла необхідність створення більш універсальної теорії, що пояснює створення біопотенціалів спокою клітини.

3. **Стаціонарний мембранний потенціал** $\Delta\varphi_{M(c)}$ (мал. 6.11) Ходжкін і Катц

припустили, що потенціал спокою клітин є стаціонарним, тобто він обумовлений рухомою рівновагою потоків іонів: Na^+ , K^+ , Cl^- .

$$\Phi_0 = \Phi_{K^+} + \Phi_{Na^+} - \Phi_{Cl^-} = 0$$



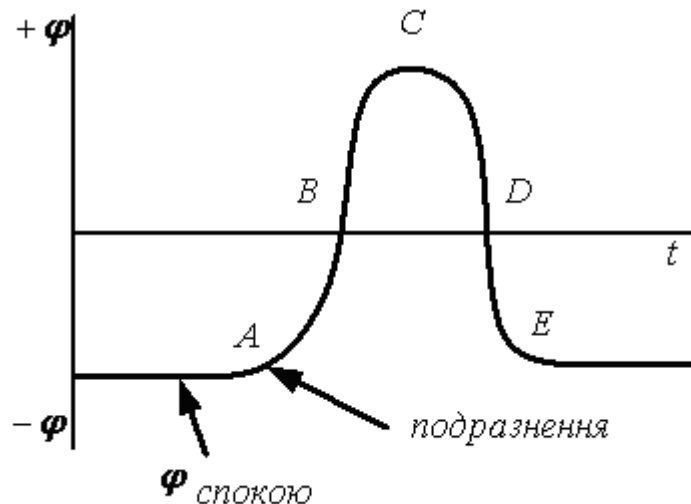
Малюнок 611- Стаціонарний мембранний потенціал

Сумарний потік, за їх припущенням, обумовлений, з одного боку, активним транспортом іонів Na^+ і K^+ за рахунок енергії, що виділяється при гідролізі АТФ, з іншого боку, пасивним транспортом іонів Na^+ , K^+ , оскільки клітинна мембрана є проникною для цих іонів. Вказані потоки постійні, згідно рівнянню Фіка, їх величини залежать від градієнта концентрації іонів на обох боках мембрани та від коефіцієнта проникності через пори і канали мембрани. Потенціал, що виникає за рахунок цього на мембрані, визначається рівнянням Гольдмана-Ходжкіна-Катца і називається стаціонарним:

$$\Delta\varphi_{M(c)} = \frac{RT}{nF} \ln \frac{P_{K^+}[K^+]_e + P_{Na^+}[Na^+]_e + P_{Cl^-}[Cl^-]_i}{P_{K^+}[K^+]_i + P_{Na^+}[Na^+]_i + P_{Cl^-}[Cl^-]_e}$$

4. **Потенціал електрогенної помпи** $\Delta\varphi_{э.п.}$. У попередньому завданні було визначено стаціонарний потенціал на мембрані клітин, що обумовлений сумарним потоком активного і пасивного транспорту іонів через мембрану. Проте можна розглядати мембранний потенціал, виражений тільки через характеристики активного транспорту речовин, зокрема через стехіометричний коефіцієнт γ :

$$\Delta\varphi_{э.пэ} = \frac{RT}{nF} \ln \frac{\gamma P_{K^+}[K^+]_e + P_{Na^+}[Na^+]_e}{\gamma P_{K^+}[K^+]_i + P_{Na^+}[Na^+]_i}$$



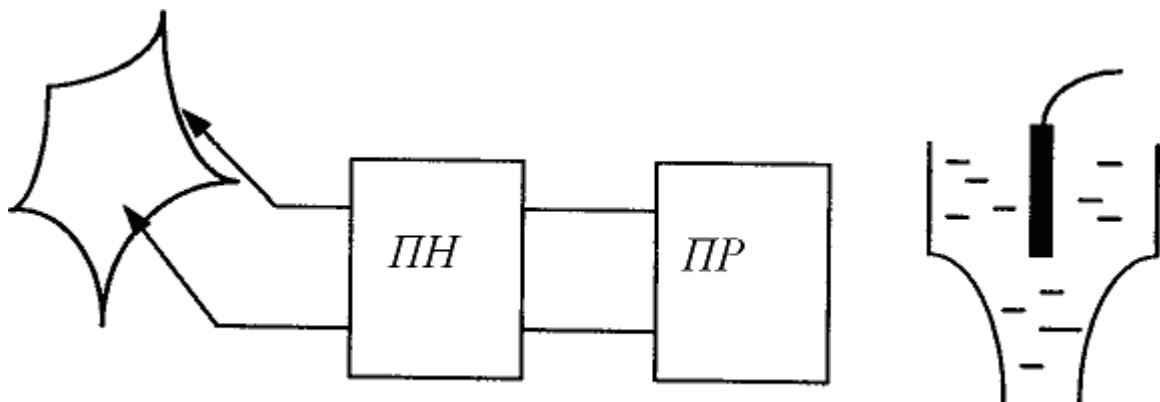
Малюнок 6.12-Механізм формування біопотенціалів дії

Таким чином, розглянуті 4 випадки утворення постійної різниці потенціалів на мембранах. Усі ці випадки можуть приводити до виникнення так званого **потенціалу спокою** на клітинній мембрані. Потенціал клітинної мембрани може змінюватися при дії різних природних або штучних подразників.

Розглянемо механізм формування (генез) біопотенціалів дії (мал. 6.12)

1. При роздратуванні клітин (наприклад, прямокутними імпульсами) клітинна мембрана стає вибірково проникною для іонів Na^+ . Вони починають активно проникати всередину клітки по градієнту, зменшуючи електронегативний потенціал протоплазми зрештою 1 до 0 (лінія АВ).
2. Подальше надходження Na^+ у клітку по градієнту інверсує потенціал клітинної мембрани (лінія ВС).
3. Досягши точки 3 натрієві канали мембрани закриваються, відкриваються калієві канали. K^+ починає активно виходити з клітин по градієнту, зменшуючи тим самим позитивний клітинний потенціал (лінія CD).
4. У точці D мембрана приходить в початковий стан по проникності для іонів K^+ і Na^+ . Подальша зміна потенціалу (лінія DE) відбувається за рахунок дії K^+ — Na^+ -помпи. У точці E клітина приходить в початковий стан — збудження відсутнє.

Для вимірювання біопотенціалів спокою і біопотенціалів дії необхідна спеціальна апаратура (мал. 6.13).



Малюнок 6.13-Апаратура для вимірювання біопотенціалів спокою і дії

1. Мікроелектроди. Вони виготовляються зі скла і заповнюються децинормальним розчином KCl , у якому розміщується дріт з хлорованого срібла. Діаметр мікроелектрода (0,1-1) мікрон, опір ~ 1 МОм, використовують тільки ті електроди, які не поляризуються.
2. Підсилювач напруги біопотенціалів (ПН) повинний мати дуже великий вхідний опір 10 МОм.
3. Як пристрої реєстрації (ПР) можуть використовуватися осцилоскоп або самописець.

Наприкінці слід зазначити основні особливості формування біопотенціалів.

1. Первинною морфофункціональною одиницею, в якій виникає джерело ЕРС, є клітина.
2. Біопотенціали, що створюються при роботі органів і тканин, є результатом геометричної суми полів їх окремих клітин.
3. Біопотенціали мають іонну природу, їх причина — асиметрія концентрації іонів по обидва боки клітинної мембрани.
4. Біопотенціали відображають явища і процеси, що протікають у біологічних об'єктах, а електрограми є одним з методів діагностики захворювань.

6.3 Активно-збудливі середовища

З раніше розглянутого відомо, що в незбудженому стані на мембрані живої клітини створюється постійна різниця потенціалів (потенціал спокою), яка обумовлена, в основному, рухомою рівновагою іонів K^+ , Na^+ , Cl^- , причому, зовнішня поверхня клітин електропозитивна, внутрішня-електронегативна. Кількісно ця модель описується рівнянням Гольдмана-Ходжкіна-Катца.

При збудженні, внаслідок зміни проникненості клітинних мембран для іонів Na^+ і K^+ , відбувається спочатку деполяризація, а потім реполяризація збудженої ділянки клітинної мембрани, тобто виникає короткочасно змінний потенціал (потенціал дії).

Збудження триває декілька мілісекунд, потім мембрана повертається до початкового стану, але різниця потенціалів на мембрані дорівнює нулю.

Відновлення потенціалу до початкового значення відбувається за рахунок калій-натрієвого насоса.

Проте, збудження ділянки не є локальним, воно переходить на інші ділянки, тобто процес збудження розповсюджується по поверхні клітин. Математичний опис процесу розповсюдження потенціалу дії було проведено по аналогії з фізичним процесом розповсюдження електромагнітної хвилі по коаксіальному (ізолюваному) кабелю.

Розглянемо тільки принципові підходи до процесу розповсюдження хвиль збудження у живих клітинах по аналогії з процесом розповсюдження електромагнітних хвиль у середовищі.

Електромагнітна хвиля, розповсюджуючись у середовищі, затухає, оскільки її енергія переходить в енергію молекулярно-теплового руху середовища.

Хвилі збудження у живих тканинах не затухають, вони одержують енергію із самого середовища (енергію АТФ-фази), протягом періоду відновлення потенціалу спокою.

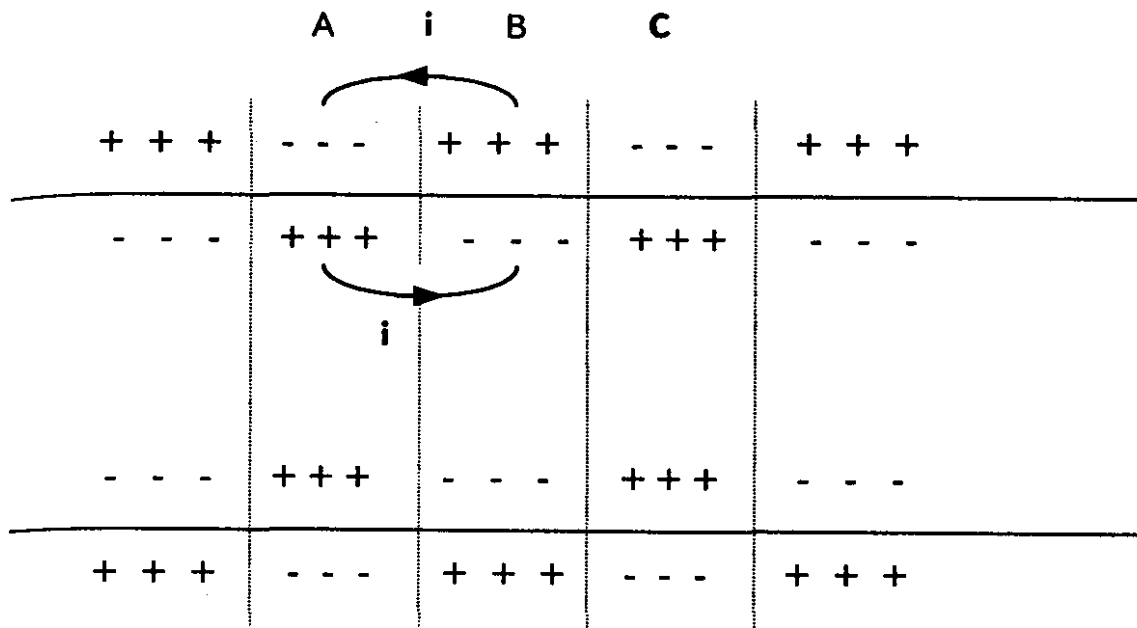
Хвилі, що одержують енергію із самого середовища у процесі розповсюдження, називаються *автохвилями*, а середовище називається *активним*, звідси і назва — *активно-збудливі середовища (АЗС)*.

Розглянемо процес розповсюдження збудження по нервовій клітині (нервовому волокну) мал. 6.14.

У збудженій ділянці А мембрана деполяризується і між збудженою А і незбудженою ділянками виникає різниця потенціалів (φ_{AB}). Наявність різниці потенціалів приводить до появи між цими ділянками електричних струмів, які називаються *локальними струмами або струмами дії (i)*. На зовнішній ділянці поверхні клітин локальний струм тече від не збудженої ділянки до збудженої, у середині клітин — у зворотному напрямі. Локальний струм надає дратівливу дію на незбуджену ділянку, викликаючи зменшення різниці потенціалів на цій ділянці, тобто деполяризацію мембрани. Коли деполяризація на ділянці В досягне порогового значення, у ньому виникає потенціал дії. В цей час на ділянці А відбуваються відновні процеси реполяризації, він стає не збудженим. Ділянка В, за описаним вище принципом, збуджує ділянку С і т.д.

Це приводить до розповсюдження збудження по всій довжині нервового волокна, причому розповсюдження відбувається тільки в одному напрямі.

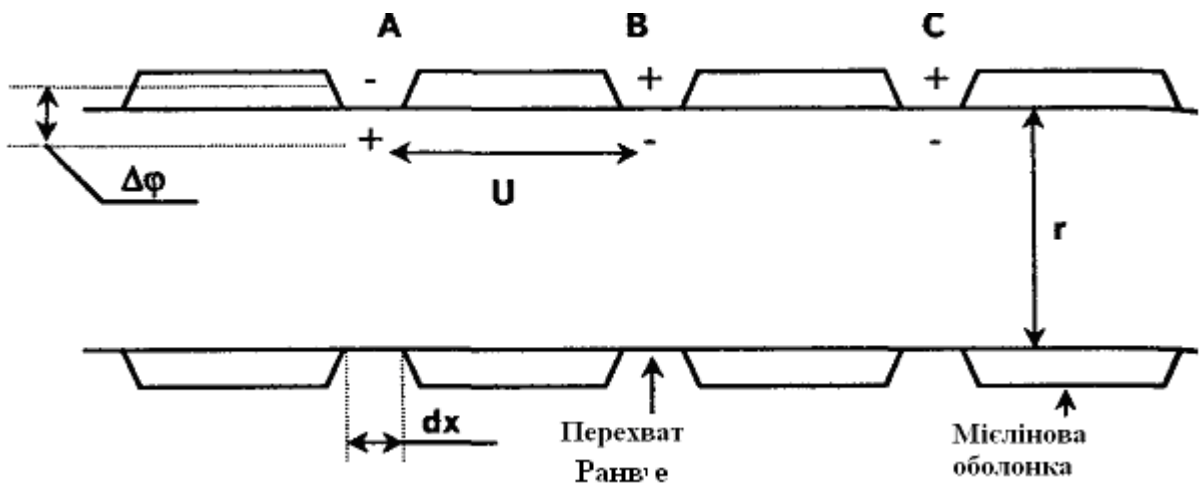
Насправді, в нервових волокнах відбувається односторонній напрям розповсюдження збудження за наявності мієлінових оболонки, що покривають нервові волокна.



Малюнок 6.14-Процес поширення збудження по нервовому волокну

Оболонка є ізолятором, і на ділянці, покритій мієліном, не може виникнути збудження. Мієлінова оболонка не суцільна, через 1—3 мм вона порушується так званими перехопленнями Ранв'є — немієлізованими ділянками (мал. 615).

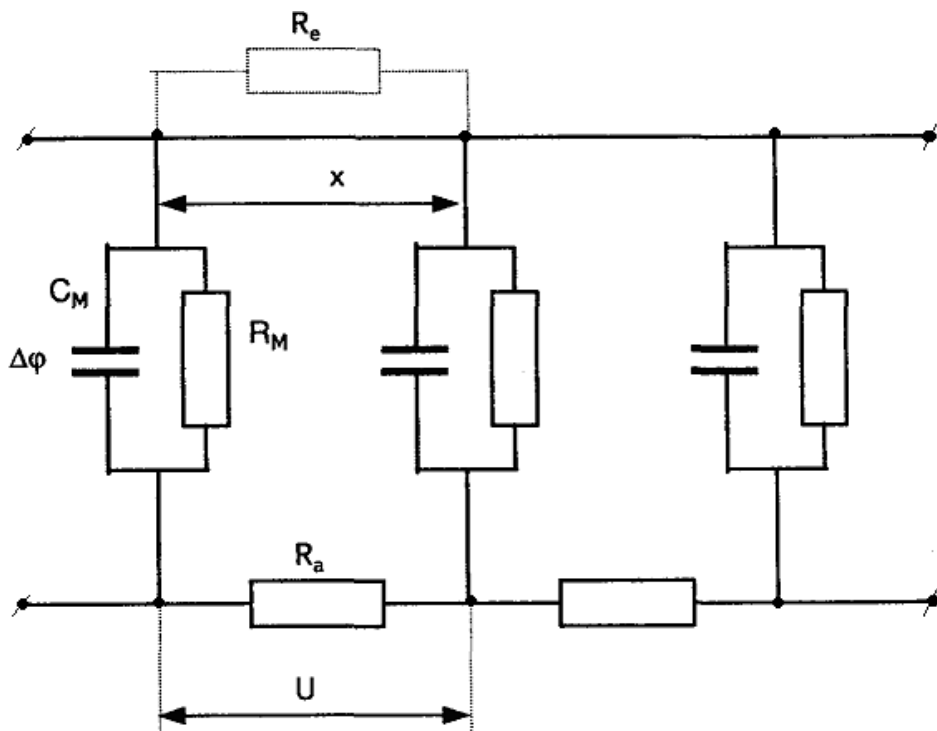
При збудженні перехоплення А збуджується ділянка волокна тільки наступного перехоплення В, а якщо він блокований, наприклад анестетиком, то наступним збуджуватиметься перехоплення С. Після переходу збудження на наступне перехоплення В або С, перехоплення А на деякий час втрачає здібність до збудження (властивість рефрактерності) — цим обумовлене одностороннє проведення розповсюдження імпульсу по нервовому волокну.



Малюнок 6.15- Перехвати Ранв'є

За електричним станом ділянки нервового волокна, що зазнали збудження, можна представити наступною еквівалентною схемою (мал. 6.16).

Тут: R_M — опір ділянки мембрани на перехопленні Ранв'є. C_M — ємність мембрани на перехопленні Ранв'є.



Малюнок 6.16-Електрична еквівалентна схема

R_a — опір аксоплазми між перехопленнями Ранв'є. Опір зовнішнього середовища R_e .

Позначимо величину потенціалу на мембрані при максимальній деполяризації $\Delta\varphi$, заряд на мембрані у даний час Δq , ємність мембрани C_m тоді $\Delta\varphi = \Delta q / C_m$, звідки $\Delta q = \Delta\varphi \cdot C$. Заряд мембрани та її потенціал змінюються унаслідок протікання локального струму $i = \Delta q / t$, звідки $t = \Delta q / i$, де t — час, протягом якого мембрана деполяризується, тобто час переходу збудження з ділянки А на ділянку В або з ділянки В на ділянку С і т.п. Локальний струм можна визначити з формули $i = U / R$, де U — різниця потенціалів між збудженою і незбудженою ділянками, R — загальний опір: мембрани R_m , аксоплазми R_a , оточуючої клітку рідини R_e (останнім опором можна нехтувати зважаючи на його невелике значення). Зрештою $t = \Delta\varphi \cdot C_M \cdot R / U$; $\Delta\varphi / U = k = const$, тоді $t = k C_M R$ - це час переходу з однієї збудженої ділянки на іншу. Швидкість проведення збудження по нервовому волокну дорівнює $v = x / t = x / k C_m R$, де x — відстань між збудженою і не збудженою ділянками, а R дорівнює сумі опорів мембрани і аксоплазми:

$$R = R_M + R_B = \frac{\rho_M l}{S_M} + \frac{\rho_a x}{S_a}, \text{ де}$$

ρ_M, ρ_a відповідно, питомі опори збудженої ділянки мембрани і аксоплазми; S_M — товщина мембрани; $S_M = 2\pi r dx$ — площа мембрани; r — радіус волокна, dx — ширина збудженої ділянки (перехоплення Ранв'є); $S_a = \pi r^2$ — площа перетину аксоплазми.

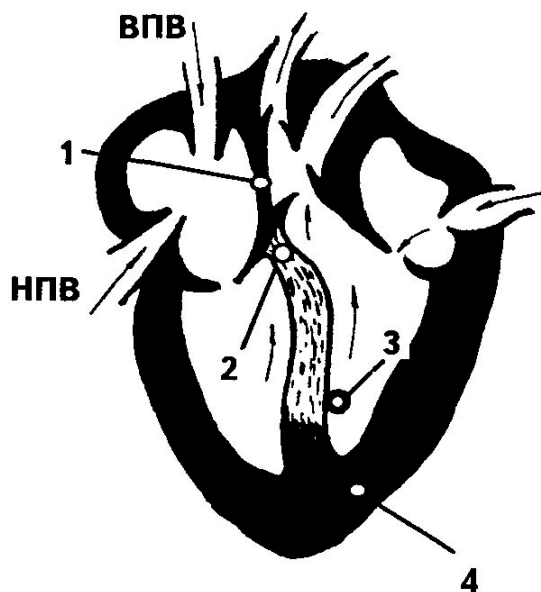
$$g = \frac{x}{kC_m \left(\frac{\rho_m l}{2\pi r dx} + \frac{\rho_a x}{\pi r^2} \right)}$$

Остання формула визначає залежність швидкості розповсюдження збудження по нервовому волокну від електричних параметрів — C_m, ρ_m, ρ_a , геометричних розмірів волокна та збуджених ділянок — r, x, l, dx . Наприклад, якщо в мієліновому нервовому волокну блокувати один з каналів, то швидкість розповсюдження збудження збільшується.

Ми розглянули розповсюдження збудження у активному провідному середовищі на прикладі нервового волокна. Тепер звернемося до наймогутнішого джерела електричного поля в організмі людини — серцю.

Принципово будова серця представлена на мал. 6.17. Серцевий пульс ритмічний і володіє певною частотою. Збудження у серці починається у синоатріальному вузлі (венозному синусі) 1. Він діє подібно до релаксаційного генератора, що регулярно видає електричні імпульси (кожен через 1/78 хвилини). Ці імпульси розповсюджуються по поверхні передсердя на всіх напрямках, примушуючи м'язові волокна передсердя скорочуватися.

Коли два імпульси приходять з протилежних напрямів і досягають протилежної сторони передсердя, вони гасяться, оскільки м'яз, що тільки що скоротився, не проводить імпульс у зворотному напрямі (рефрактерність).



Малюнок 6.17-Серце

Крім того, імпульси примушують передсердя скорочуватися. Електрохімічна пульсація, зароджуючись у венозному синусі, стимулює, в першу чергу передсердно-шлуночковий (атріовентрикулярний) вузол 2. Цей вузол, після короткої затримки у часі (близько 0,1 сек) видає нові електричні імпульси, які розповсюджуються по спеціальній групі волокон, званих пучком Гіса (3). Ці волокна закінчуються у центральній м'язовій стінці між двома шлуночками. Імпульс розповсюджується далі по стінках шлуночка, досягаючи волокон Пуркін'є (4), та викликаючи скорочення шлуночків.

Сино-атріальний вузол відповідає електронному мультівібратору, що працює у режимі чекання і контролює інший мультівібратор — атріовентрикулярний вузол. Він, в свою чергу, контролює третій мультівібратор — шлуночок. Багато фактів свідчать на користь такої аналогії.

Власна частота сино-атріального вузла може бути змодульована дією двох різних нервів — симпатикус або парасимпатикус, які знижують або підвищують частоту посилок імпульсів на цей вузол. Це нагадує підстроювання опору або місткості у ланцюзі працюючого мультівібратора.

Розглянувши фізико-хімічні принципи збудження у міокарді, слід зупинитися на морфо-фізіологічних особливостях провідної системи серця. Вони полягають в тому, що кожна клітина здатна самотійно генерувати збудження, у цьому випадку говорять, що клітина володіє автоматією. При цьому спостерігається градієнт автоматії, що виражається в убуючій здібності до автоматії у різних ділянках провідної системи, певною мірою віддалених від сино-атріального вузла.

У звичайних умовах автоматія усіх, розташованих нижче, ділянок пригнічується частішими імпульсами із сино-атріального вузла. У разі поразки або виходу з ладу цього вузла водієм ритму може стати антрио-вентрикулярний вузол. Імпульси при цьому виникатимуть з частотою 30—40 за хвилину.

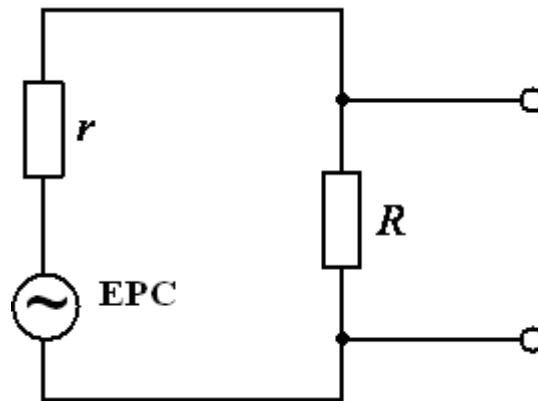
Якщо вийде з ладу антрио-вентрикулярний вузол, то водієм ритму можуть стати волокна пучка Гіса. Частота знизиться до 15—20 за хвилину.

У тому випадку, коли вийдуть з ладу водії пучка Гіса, процес збудження спонтанно може виникнути у волокнах Пуркін'є. Ритм серця буде дуже низьким — до 10 за хвилину.

В цілому діяльність серця можна представити як роботу групи джерел струму (струмових генераторів) в обмеженому провідному середовищі. Джерело струму є ЕРС з внутрішнім опором r , що значно перевищує опір зовнішнього навантаження R .

Таким чином, струм у зовнішньому ланцюзі залишається постійним незалежно від змін навантаження. Еквівалентна схема генератора струму представлена на малюнку 6.18.

$$J = \frac{EPC}{R+r} \text{ а оскільки } R \ll r \quad J = \frac{EPC}{r}$$



Малюнок 6.18-Еквівалентна схема

Залежно від частоти, форми та амплітуди напруги джерела EPC змінюється і струм у зовнішньому ланцюзі, а отже і падіння напруги на опорі R. Напруга знімається із зручних точок зовнішнього ланцюга і являє собою ЕКГ, що відображає електричні та фізіологічні процеси, які відбуваються при розповсюдженні збудження у серці описаним вище способом. Тому ЕКГ і є одним із засобів діагностики захворювань серцево-судинної системи.

6.4 Біофізика м'язового скорочення

Життєдіяльність людини, тварин, птахів, риб, рослин і інших біологічних об'єктів нерозривно пов'язана з механічними рухами (переміщеннями). Всі види руху у біооб'єктах можна розділити на дві групи: макрорухи і мікрорухи. До мак-

рорухів слід віднести: різні види рухів тіла, кровообіг, дихання. До мікрорухів відносять транспорт речовин через мембрани, коливальні, циркуляційні і фонтануючі рухи цитоплазми, водно-електролітний обмін у капілярних судинах і інші мікропроцеси у клітинах, тканинах та органах. Макрорухи здійснюються завдяки наявності м'язових утворень (м'язів), що володіють спеціальним білковим скоротливим комплексом — актоміозином.

На походження мікрорухів дотепер немає єдиної точки зору, проте найбільш вірогідною вважається гіпотеза функціонування скоротливих елементів, подібних до м'язових.

У приведеному короткому огляді показана величезна роль вчення про механізм роботи м'язів, як однієї з основних форм існування живої матерії. Знання суті м'язового скорочення є фундаментом вчення про пряме перетворення хімічної енергії в механічну, без проміжного перетворення її у теплову або електричну енергію. Це явище представляє великий технічний інтерес, відкриваючи перспективи створення нового типу двигунів з достатньо великим коефіцієнтом корисної дії.

Скелетний м'яз хребетних складається з декількох тисяч паралельних м'язових *волокон* діаметром (10-100 мкм), пов'язаних в загальну оболонку. Волокна є абсолютно пружними елементами і сприймають напругу при скороченні м'яза. На кожному кінці м'яза вони переходять у *сухожилля*, що закріплені на кістковій тканині. Через кінцеву пластинку кожного м'язового волокна приєднуються закінчення нервових волокон. Нервовий імпульс від ЦНС приводить до роздратування групи м'язових волокон (рухових одиниць).

М'язове волокно, у свою чергу, містить від 1000 до 2000 паралельних ниток (міофібрил) діаметром близько 1 мкм. Весь пучок міофібрил розміщено у мембрані — *плазмолемі*. Плазмолема, подібно до мембран інших клітин, складається з трьох шарів білків та ліпідів, загальною товщиною близько 10 нм і електрично

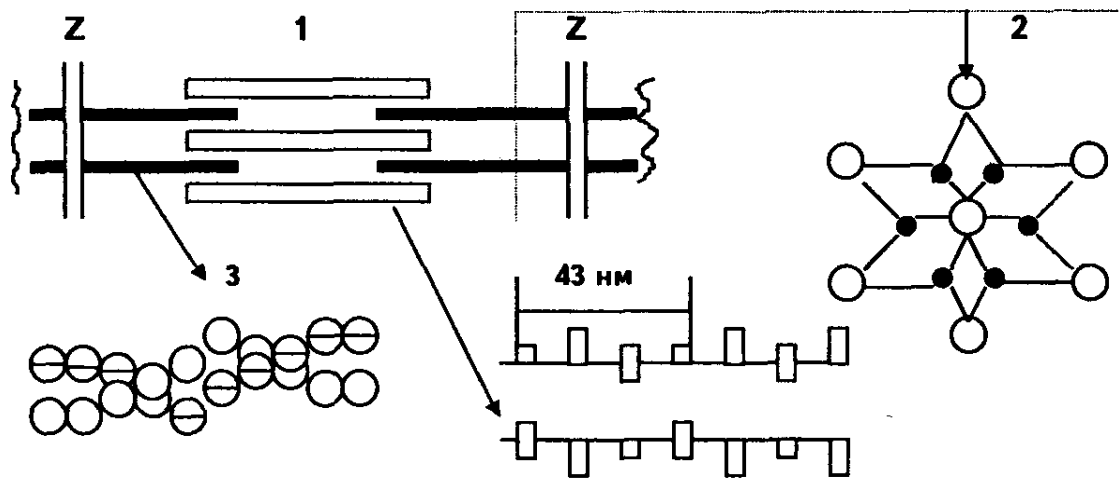
поляризована. Зверху плазмолема покрита тонким шаром колагенових ниток, що володіють пружними властивостями.

Окрім міофібрил у м'язовому волокні міститься багато ядер, розташованих поблизу плазмолеми, і велика кількість мітохондрій, що знаходяться між міофібрилами. Ядра складаються з трубочок і бульбашок (цитоплазматичний ретикулум), які виділяють кальцій при збудженні м'язового волокна і видаляють його з саркоплазми при припиненні м'язового збудження. Мітохондрії є центральними утвореннями макроергічних з'єднань, перш за все АТФ. Молекули АТФ поступають із мітохондрій через саркоплазму до міофібрил у момент скорочення.

Основною надмолекулярною руховою структурою м'язових волокон є *саркомер*. Саркомери розташовані у м'язовому волокні послідовно один за іншим. Структура саркомера показана на мал. 6.19.

Кожен саркомер (1) обмежений Z — пластинками. Між ними знаходяться тонкі нитки, складені з молекул білка F-актина, і товсті нитки, утворені молекулами білка міозину.

Нитки мають гексагональну упаковку (2), так, що кожна товста нитка взаємодіє з 6-ма тонкими нитками, а кожна тонка нитка взаємодіє з 3-ма товстими нитками. Тонка нитка має структуру подвійної суперспіралі (3), а кожна спіраль складається з глобули білка G-актина.

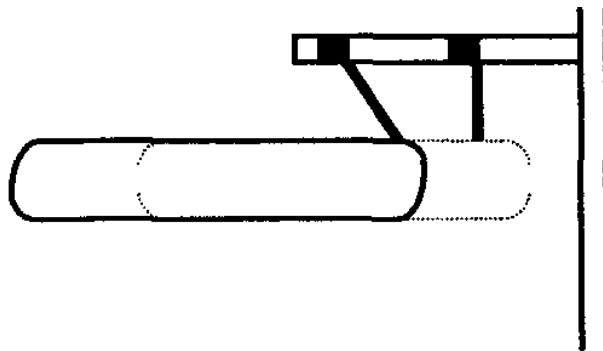


Малюнок 6.19-Структура саркомера

Глобула — це просторове розташування полімерної нитки, у якій окремі ланки мають певну просторову структуру і розташування. Товсті нитки (4) також на 50 % складаються з спіралі молекул міозину. Проте, в товстій нитці є, так звані, «шарнірні» ділянки, де у суперспіраль вбудовані глобулярні головки, розташовані радіально до вісі товстої нитки. Ці головки розташовані по обидві сторони товстої нитки (їх називають містками). Два суміжних містки розташовуються під кутом 120° один до одного; отже ділянка з 4 містків є елементом, який повторюється, і має довжину 43 нм.

Скорочення (укорочення) м'язового волокна відбувається за рахунок зменшення довжини саркомерів по наступній схемі. При роздратуванні м'язового волокна нервовим імпульсом з саркоплазматичного ретикулума поступають іони кальцію, які активізують певні мікроділянки тонких ниток. Як результат – активні центри стають доступними для взаємодії з міозиновими містками.

Структура міозинової нитки не змінюється, а міозинові містки змінюють свій напрям (нахиляються вліво) і проштовхують товсту нитку ближче до Z — пластинки, збуджена ж область тонких ниток зміщується на один крок вправо (мал. 6.20).



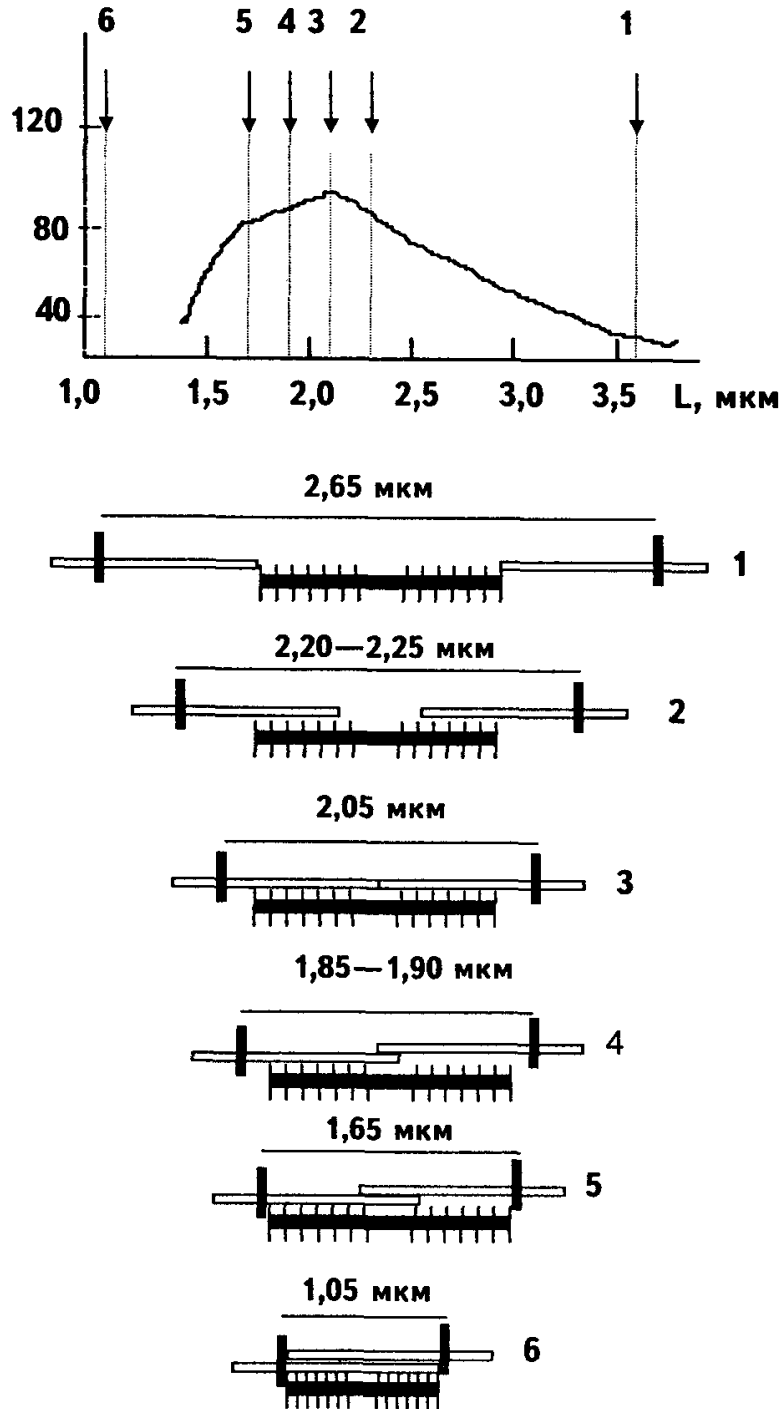
Малюнок 6.20-Скорочення м'язового волокна

Така кінематика рухів надмолекулярних структур при скороченні м'яза називається *схемою ковзаючих ниток*. Взаємодія міозинових містків і ниток відбувається за рахунок енергії АТФ, що знаходиться у мітохондріях у присутності іонів кальцію.

Значення сили, що розвивається м'язами при ізометричному скороченні, залежить від довжини саркомера, тобто від ступеню перекриття ниток (мал. 6.21):

- у м'язі, що знаходиться у спокої, містки не взаємодіють з тонкою ниткою і його легко розтягнути. Розвинута сила при цьому дуже мала (до положення 1).
- від положення 2 кількість взаємодіючих містків збільшується, і сила, що розвивається м'язами, зростає лінійно до максимального значення.
- від положення 2 до положення 5 сила взаємодії змінюється незначною мірою, оскільки кількість взаємодіючих містків практично не змінюється.

- від положення 5 до положення 6 сила взаємодії зменшується практично до нуля, оскільки подальше зменшення саркомера приводить до гальмування ковзання ниток і до деформацій товстих та тонких ниток.



Малюнок 621-Залежність сил скорочення м'язів від довжини саркомера

Таким чином, залежність сил скорочення м'язів від довжини саркомера можна розділити на 2 частини: перша частина від положення 1 до положення 2 — називається робочим циклом, і остання частина від положення 5 до положення 6 — холостим циклом. Це подібно до двотактного двигуна внутрішнього згорання.

Слід зазначити також, що збудження групи м'язових волокон може здійснюватися від одного нервового волокна. У цьому випадку нервове волокно розгалужується на декілька синапсів. Сукупність м'язових волокон, які одночасно збуджуються (інервуються) від одного нервового волокна, називається руховою одиницею. Різні рухові одиниці "розряджаються" (скорочуються) не одночасно, а хаотично, цим підтримується постійний тонус скелетного м'язу.

За своїми механічними властивостями м'язи відносяться до еластомерів — матеріалів, що володіють значною розтяжністю і пружністю.

Величина механічної напруги, що виникає при скороченні м'язу (у певних межах, на малюнку 1.64. від положення 1 до положення 2), прямо пропорційна відносній деформації, згідно закону Гука.

$\sigma = F/S$ — механічна напруга, F — сила, що розвивається, S — площа поперечного перетину; $\varepsilon = \Delta L/L_0$ — відносна деформація, L_0 - початкова довжина, ΔL — абсолютна деформація (подовження); E — модуль пружності (модуль Юнга). Він визначається величиною механічної напруги у скороченому м'язі, при збільшенні її довжини в два рази.

За своїми пружними властивостями та механізмом деформації м'язове волокно близько до каучуку: модуль пружності для обох матеріалів дорівнює 10^6 Па.

При сильній напрузі як у м'язі, так і у каучуку, спостерігається локальна кристалізація (впорядкування макромолекулярної білкової структури фіблярного типу).

Проте, при слабкому і середньому скороченні, відновлення не буває повним. Наявність залишкових деформацій характеризує пластичність м'язу — здатність не зберігати свою форму і розміри після припинення дії сили. Таким чином м'яз не є абсолютно пружним тілом, а має в'язкопружні властивості.

При дуже сильному розтягуванні м'яз поводить себе як нормально пружне тіло. У цьому випадку температура м'язу знижується за рахунок локальної кристалізації.

При скороченні м'яза розвивається напруга і здійснюється робота. М'яз володіє скоротливими і еластичними елементами. Виникає напруга і здійснюється робота, які обумовлені не тільки активним скороченням скоротливого комплексу, але і пасивним скороченням, що визначається еластичністю або так званім послідовним пружним компонентом м'яза. За рахунок послідовного пружного компоненту здійснюється робота тільки у тому випадку, якщо м'яз був заздалегідь розтягнутий, а величина цієї роботи пропорційна величині розтягування. Цим, більшою мірою, пояснюється те, що найбільш могутні рухи здійснюються при великій амплітуді, що забезпечує попереднє розтягування м'язів.

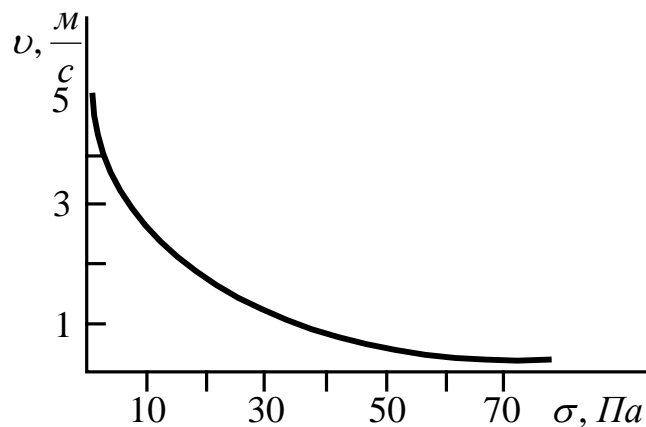
М'язові скорочення діляться на ізометричні — м'язи, що відбуваються при незмінній довжині, і ізотонічні — що відбуваються при незмінній напрузі. В організмі скорочення м'язів ніколи не бувають чисто ізометричними або чисто ізотонічними.

Скелетні м'язи за допомогою сухожиль прикріплюються до кісток, що утворюють систему важелів. Плече важеля м'яза, у більшості випадків, буває менше плеча важеля відповідної кістки. Згідно Аккерману, механічний виграш в амплітуді рухів людини має величину від 2,5 до 20. Для двоголового м'яза плеча він дорівнює 10.

Залежно від сили, яку розвиває м'яз, швидкість скорочення (укорочення) м'яза буває різною. На основі достовірних даних, при роботі на ізольованих м'язах, Хілл вивів, так зване, основне рівняння скорочення м'яза. Згідно цього рівняння, швидкість скорочення м'яза знаходиться у гіперболічній залежності від величини навантаження F :

$$(F + a) \cdot (v + b) = const,$$

де a і b — константи, рівні відповідно $1/4F$ і $1/4$.



Малюнок 6.22 - Залежність швидкості скорочення м'яза від величини напруги

Ця залежність швидкості скорочення м'яза від величини напруги виражається графічно (мал. 6.22).

Байером були зроблені зауваження до рівняння Хілла, що привели рівняння до наступного вигляду: $F'G' = const$.

Добуток $F'G'$ є загальною потужністю, що розвивається м'язом при скороченні. Оскільки F менша, тобто зовнішня потужність менша загальної потужності, то слід припустити, що м'яз здійснює не тільки зовнішню роботу, але збільшується на величину a , а швидкість скорочення — на величину b . Цю внутрішню роботу можна оцінювати як втрату енергії на внутрішнє тертя у формі теплового розсіювання. Тоді можна відзначити, що загальна потужність м'язу, у фізіологічних межах, є величиною постійного не залежного від величини навантаження і швидкості скорочення.

З термодинамічної точки зору, м'яз є системою, яка перетворює енергію хімічних зв'язків (енергію АТФ) в механічну роботу, тобто м'яз є хемомеханічною машиною. Як уже наголошувалося, при скороченні м'язу відбувається теплоутворення. Хіллом, за допомогою термоелектричних методів, було встановлено, що при кожному роздратуванні на початку виділяється постійна по величині і незалежна від навантаження теплота активації Q , а потім теплота скорочення, пропорційна скороченню м'яза ΔL і незалежна від навантаження (до — коефіцієнт пропорційності).

Якщо скорочення ізотонічне, то м'яз виконує роботу A :

$$A = F \cdot \Delta L$$

Згідно першого закону термодинаміки, зміна внутрішньої енергії ΔU м'язу дорівнюватиме сумі виділеного тепла і звершеної роботи:

$$\Delta U = Q + k\Delta L \text{ або } \Delta U = Q + (k + F)\Delta L$$

$$\text{к.к.д.} = \frac{A}{\Delta U} \text{ або } \text{к.к.д.} = \frac{F\Delta L}{Q + (k + F)\Delta L}$$

Враховуючи, що величини Q і до не залежать від F , з рівняння виходить, що, в певних межах, ККД м'язового скорочення збільшуватиметься при збільшенні навантаження.

Хілл, на підставі дослідних даних, визначив, що ККД м'язового скорочення майже дорівнює 40%. Величина ККД 40% показує ефективність перетворення енергії АТФ у механічну енергію.

ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ ДРУГОГО МОДУЛЯ

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №4

МОДЕЛЮВАННЯ ПАСИВНИХ ЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТКАНИН ОРГАНІЗМУ

Мета роботи:

1. Вивчити закони роботи ланцюгів змінного струму, що містять індуктивні, ємнісні та активні опори.
2. Уміти пояснювати причини наявності у тканині опору, ємності.
3. Досліджувати залежність імпедансу від частоти для запропонованих еквівалентних електричних схем тканини. Порівняти отримані результати з експериментальними даними для живої тканини.

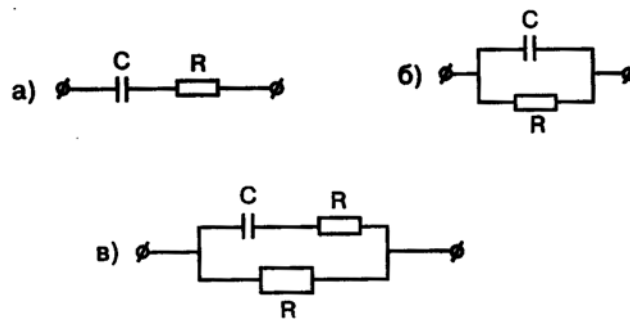
4.1 Короткі теоретичні відомості

Вимірювання повного опору (імпедансу) тканин відносно змінного електричного струму має велике практичне значення для діагностики та науково-медичних досліджень. На вимірюванні імпедансу заснований метод імпедансної реоплетізографії (реографії). Це метод реєстрації зміни повного електричного опору досліджуваної ділянки тіла або органу. Імпеданс залежить від кровонаповнення судин. Метод знаходить широке застосування при масових обстеженнях різних контингентів практично здорових людей з метою оцінки функціонального стану серцево-судинної системи і виявлення прихованої патології, як один з методів експрес-діагностики в екстремальних ситуаціях, а також в дослідженнях, пов'язаних з космічною медициною, трансплантаційною хірургією і т.п.

Тканини організму складаються із структурних елементів — клітин, що омиваються тканинною рідиною. Такий елемент складається з двох середовищ: струмопровідна тканинна рідина і цитоплазма клітин, що розділені погано провідним шаром (клітинні мембрани). У тканинах зустрічаються і макроскопічні утворення, що складаються з різних з'єднувальних оболонок та перегородок, тобто погані

провідники, по обидві сторони яких знаходяться тканини, що добре проводять струм. Все це додає тканинам організму ємнісних властивостей, наявність яких елементарно підтверджується вимірюванням тангенса кута зрушення фаз між струмом і напругою. Індуктивні властивості тканин не виявлені. Загальний опір і загальна місткість ділянки тканин організму залежать від стану тканин: ступеню кровонаповнення, швидкості кровотоку, набрякlosti і т.ін. При змінному струмі зі збільшенням частоти повний опір (імпеданс) тканин організму знижується за рахунок зменшення опору, місткості.

Найбільш прості еквівалентні електричні схеми, що моделюють електричні властивості ділянки тканини наведені на (мал. 6.23).

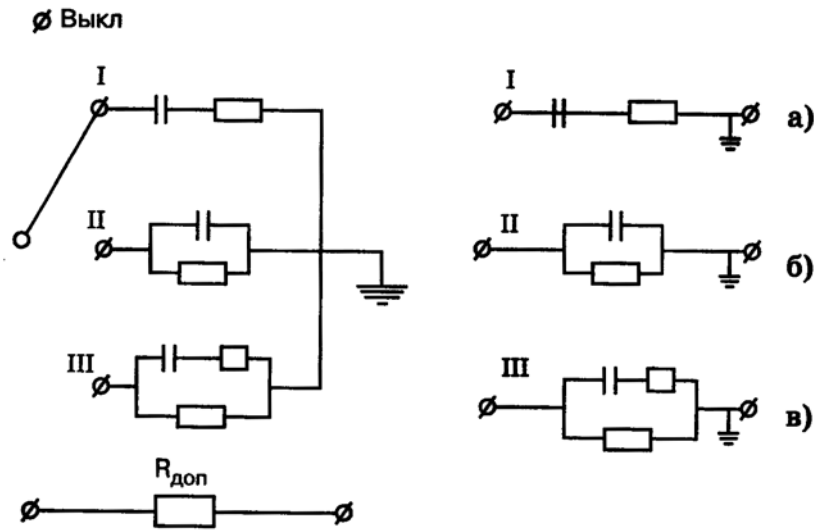


Малюнок 6.23- Еквівалентні електричні схеми

4.2 Опис лабораторної установки

Для виконання роботи необхідна наступна апаратура:

- 1) Електричні схеми для отримання залежності імпедансу від частоти.
- 2) Генератор синусоїдальних коливань (ЗГ-33) з діапазоном частот 10-20.000 Гц.
- 3) Електронний осцилограф ЕО-7 для вимірювання амплітуди напруги на кожній зі схем а); б); в).



Малюнок 6.24- Схеми підключення ланцюгів

1.3 Порядок виконання роботи

Завдання 1. Зібрати електричну схему та визначити залежність імпедансу у діапазоні частот від 20 до 10 000 Гц (Мал. 6.24., 6.25.).

До генератора ЗГ-33 послідовно з кожною зі схем а); б); в) підключається додатковий опір $R_{доп}$. Використовуючи закон Ома для ділянки ланцюга, можна записати:

$$J_{zm} = \frac{U_{zm}}{Z}, \quad J_{Rm} = \frac{U_{Rm}}{R_{доп}} \quad \text{Оскільки струм однаковий, тобто } J_{zm} = J_{Rm}, \text{ одер-}$$

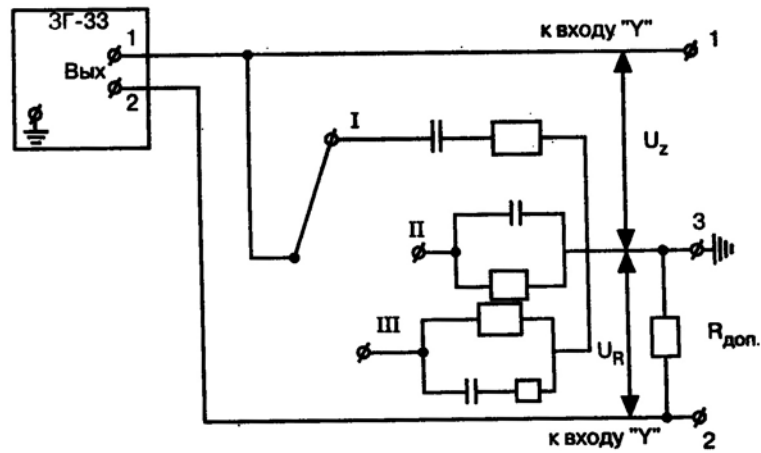
жимо, що:

$$\frac{U_{zm}}{Z} = \frac{U_{Rm}}{R_{доп}}, \quad Z = \frac{U_{zm}}{U_{Rm}} \cdot R_{доп},$$

де I_{zm} - амплітудне значення струму, що протікає через досліджуваний ланцюг а), б), в);

J_{Rm} - амплітудне значення струму через додатковий опір $R_{доп}$;

Z - імпеданс досліджуваного ланцюга.



Малюнок 6.25- Схеми дослідження імпедансу

Для виконання завдання:

1. З'єднати вихідну клему (1) генератора ЗГ-33 з клемою (1) на лівій стороні панелі макету.
2. Вихідну клему (2) генератора ЗГ-33 з'єднати з клемою (2) на лівій стороні панелі макету.
3. Клему (3) на правій стороні панелі макету з'єднати з клемою "земля" осцилографа (вхід У). Клему (1) на правій стороні макету з'єднати з клемою "У" осцилографа.
4. Включити генератор ЗГ-33. Перемикач II на макеті встановити у положення 1.
5. Налагодити осцилограф так, щоб на екрані уміщалися 1—2 періоди досліджуваної напруги і крива була нерухома. За допомогою ручок ослаблення і посилення "Входу У" осцилографа одержати на екрані криву, подвійна амплітуда якої не перевищувала б половини діаметру екрану.
6. Записати у таблицю величину падіння напруги на схемі а) (U_{ZM}) у поділках сітки осцилографа при частотах $\nu = 20; 50; 100; 200; 500; 1000; 5000; 10\ 000$ Гц.
7. На "Вхід У" осцилографа подати напругу від клемі (2) додаткового опору. Ручки ослаблення і посилення входу "У" не чіпати!

8. Записати у таблицю величину падіння напруги ні $R_{\text{дон}}$ (U_{Rm}) у поділках сітки осцилографа на аналогічних частотах $\nu = 20; 50; 100; 200; 500; 1000; 5000; 10\ 000$ Гц.

Вимірювання U_{ZM}, U_{Rm} провести для кожного положення перемикача П "І", "ІІ", "ІІІ", результати записати в аналогічні таблиці:

а) "І"

ν , Гц	20	50	100	200	500	1000	5000	10000
U_{ZM} , поділ								
U_{Rm} , поділ								
Z, кОм								

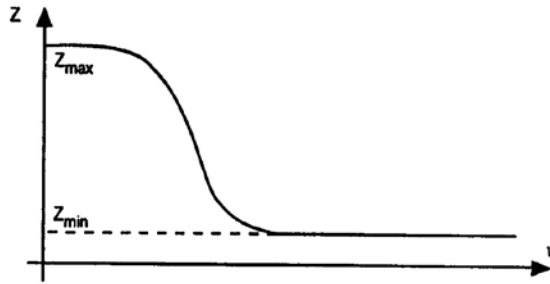
б) "ІІ"

ν , Гц	20	50	100	200	500	1000	5000	10000
U_{ZM} , поділ								
U_{Rm} , поділ								
Z, кОм								

в) "ІІІ"

ν , Гц	20	50	100	200	500	1000	5000	10000
U_{ZM} , поділ								
U_{Rm} , поділ								
Z, кОм								

9. За наслідками вимірювань побудувати три графіки залежності $Z = Z(\nu)$, де ν відкладати у логарифмічному масштабі.



Малюнок 6.26- Залежність імпедансу живої тканини від частоти

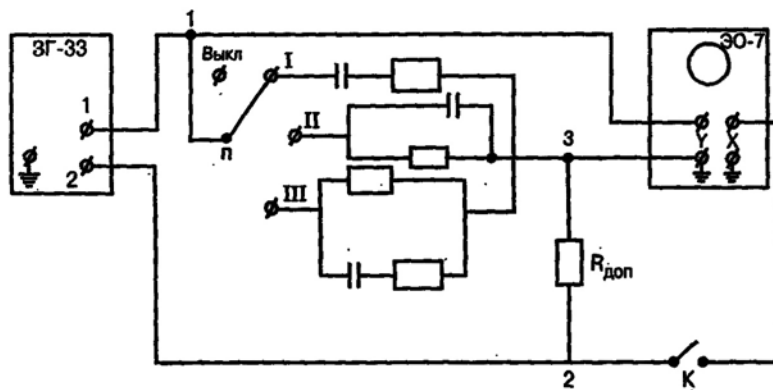
Перемальовувати мал.6.26 у зошит.

Порівняти одержані криві з кривою залежності імпедансу ділянки живої тканини від частоти (мал. 6.26).

Зробити висновок, яка з розглянутих електричних схем найкраще моделює характер залежності електричних властивостей живої тканини від частоти.

Завдання 2. Спостерігати зрушення фаз між струмом та напругою на електричній моделі живої тканини.

У цьому випадку на обидві пари пластин вертикального і горизонтального відхилень подати синусоїдальні коливання при вимкненій розгортці по схемі мал. 6.27.



Малюнок 6.27- Схема вимірювання зрушення фаз

Для виконання завдання:

1.Перемикач П поставити у положення III, (тобто підключити схему) і розімкнути ключ К. На вхід "У" подати величину напруги, відповідну довжині верти-

кальної лінії 60 мм. Довжину лінії можна регулювати ручками посилення входу "У" і ступінчастого ослаблення на осцилографі!

На ЗГ-33 виставити частоту 200 Гц. Розгортку осцилографа вимкнути!

2. Замкнути ключ, перемикач П поставити у положення "вимк.". На горизонтально відхилені пластини подати ту ж напругу із ЗГ-33, що і на вхід "У". Регулюючи ручкою посилення входу "Х", одержати на екрані осцилографа горизонтальну лінію завдовжки 60 мм.

3. Замкнути ключ і поставити перемикач П у положення Ш, одержати на екрані осцилографа еліпс.

Замалювати еліпс у робочому зошиті. Зробити висновок про наявність зрушення фаз між струмом і напругою на моделі ділянки живої тканини.

4.4 Зміст звіту

1. Мета роботи.
2. Схеми вимірювання.
3. Результати вимірювань представити у вигляді таблиці.
4. Побудувати графіки.
5. Висновки.

4.5 Контрольні питання

1. Як записати закон Ома для ділянки ланцюга постійного та змінного струмів: формули, сенс вхідних величин ?
2. Записати і пояснити як зв'язані амплітудні і ефектні значення струму і напруги.
3. Опори індуктивності та ємності у ланцюзі змінного струму, імпеданс. Записати формулу для імпедансу при послідовному включенні резистора, ємності та індуктивності.

4. Намалювати векторну діаграму струмів і напруги для ланцюга з послідовно включеними резистором, ємністю і індуктивністю. Вказати, як визначається кут зрушення фаз між струмом і напругою (формула; сенс всіх вхідних в неї величин).
5. Електричні властивості тканин організму (електропровідність, місткість). Імпеданс живої тканини. Від яких параметрів залежить імпеданс живої тканини?
6. Намалювати графік залежності імпедансу ділянки живої тканини від частоти прикладеної напруги, пояснити вид залежності.
7. Найбільш прості еквівалентні електричні схеми, що моделюють електричні властивості ділянки тканини (намалювати три схеми і пояснити, яка з них краще моделює характер залежності електричних властивостей живої тканини).

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №5

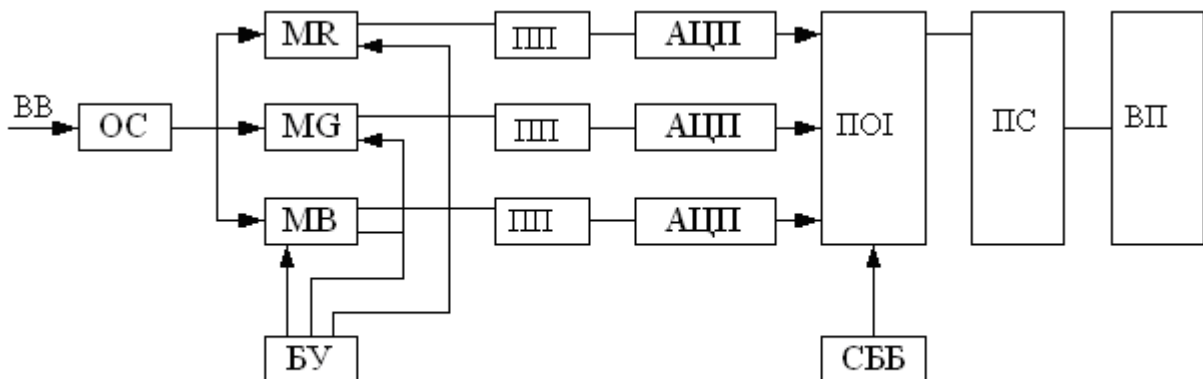
ВИЗНАЧЕННЯ РОЗМІРІВ МІКРООБ'ЄКТІВ ЗА ДОПОМОГОЮ ЦИФРОВОГО ОПТОЕЛЕКТРОННОГО МІКРОСКОПА

Мета роботи: Вивчити структуру та можливості застосування оптоелектронного мікроскопа з виходом до персонального комп'ютера, для спостереження біологічних об'єктів і визначення їх розмірів.

5.1 Короткі теоретичні відомості

У сучасній медичній практиці при проведенні діагностичних досліджень та виконанні внутрішньопорожнинних операцій застосовується оптоелектронна апаратура, до складу якої входять мініатюрні твердотільні інтегральні матриці, виконані на приладах із зарядовим зв'язком (ПЗЗ). У таких матрицях основою принципу дії є внутрішній фотоефект і вони можуть працювати як у видимій, так і інфрачервоній (ІЧ) областях спектру. Вони стали основою для створення сучасних цифрових фотоапаратів, відеокамер, приладів нічного бачення, цифрових мікроскопів та інших оптоелектронних приладів.

Типова структурна схема кольорового цифрового оптоелектронного приладу на основі ПЗЗ показана на мал. 6.28.

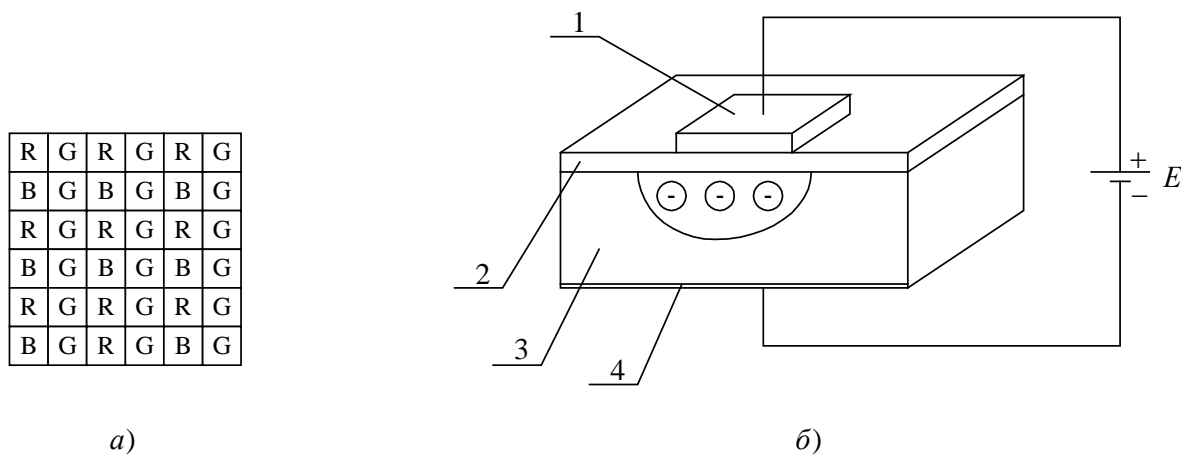


Малюнок 6.28- Структурна схема цифрового відеопристрою

У схемі вхідне випромінювання (ВВ) об'єкту спостереження сфокусоване оптичною системою (ОС) на матриці ПЗЗ. Ці матриці MR, MG, MB формують сигнали: R, G, B (червоного [Red], зеленого [Green], синього [Blue]) зображень. Вони управляються блоком управління БУ, а їх вихідні сигнали посилюються попередніми підсилювачами (ПП). Далі поступають на аналогово-цифрові перетворювачі АЦП, що формують цифрові коди сигналів зображення по каналах R, G, B . Ці цифрові коди поступають на процесор обробки інформації (ПОІ), який автоматично управляється схемою балансу білого (СББ) або яркістю сигналу. Вихідні цифрові коди схеми СББ через пристрій сполучення (ПС) поступають на вихідний пристрій (ВП), роль якого може виконувати персональний комп'ютер (ПК) або дисплей.

Тут слід зазначити, що за допомогою світлофільтрів потік променів зображення на виході ОС повинний розділятися на три спектральних складових R, G, B . Це може бути досягнуто шляхом застосування трьох окремих матриць ПЗЗ з розділенням потоку променів трьома світлофільтрами. Прийнятною конструкцією ОС є застосування однієї комбінованої матриці ПЗЗ, елементи якої утворюють R, G, B тріади спільно з ускладненим накладним світлофільтром. Типова ПЗЗ матриця або ПЗЗС-СЕНСОР містить декілька сотень тисяч світлочутливих елементів, званих пікселями, що мають розміри 3613мкм . Типовим розмірам ПЗЗ матриці відповідають 542 елементи по горизонталі (H) і 404 елементи по вертикалі (V), тобто всього 218968 пікселів. На поверхню ПЗЗ- сенсора накладено кольоровий растровий фільтр, який пропускає на кожний парний стовпець сенсорних елементів тільки зелене G світло, а на елементи непарних стовпців – поперемінно червоне R і синє B світло, мал. 6.29, а.

Кожний елемент є МОП конденсатор, що містить прозорий електрод 1, розділений шаром оксиду або ізолятора 2, що нанесені на шар р-кремнію. Для електричного з'єднання нанесено контактний електрод 4. Накопичення та зберігання зарядів у потенційній ямі залежить від енергетичної освітленості матеріалу, що відповідає освітленості елементу.



Малюнок 6.29- Розташування елементів *RGB* кольорового фільтра (а) і чарунка ПЗЗ сенсора (б)

За допомогою фазових послідовностей імпульсів напруги можна сформувати рухливі потенційні ями та організоване послідовне перенесення зарядів у *H* і *V* напрямках по поверхні світлочутливого шару.

Сукупність суміжних МОН чарунок, якими послідовно переміщуються зарядові пакети, називається зсувним регістром. Кожному стовпцю сенсорів ПЗЗ матриці відповідає окремий вертикальний або *V* регістр. Виходи цих *V* регістрів приєднані до горизонтального зсувного *H* регістра, число каскадів якого дорівнює числу елементів у рядку. Одержана цифрова інформація вводиться у комп'ютер, де записується у пам'ять і може бути багато разів використана з необхідною обробкою.

Розглянемо питання про збільшення мікроскопа та передачу зображень дрібних об'єктів.

Необхідно врахувати, що цифровий мікроскоп не може розрізнити деталі зображення, розмір яких d_u у фокальній площині менші розміру елемента d_e матриці ПЗЗ. Мінімальний розмір елемента зображення визначається аберацією оптичної системи і може бути прийнятий рівним:

$$d_u = \frac{\lambda}{2} \approx 0,25 \div 0,3 \text{ мкм}, \quad (6.1)$$

де $\lambda \approx 0,55 \text{ мкм}$ - довжина хвилі зеленого світла, що знаходиться у центрі спектра білого світла.

Якщо вважати, що розміри пікселя складають одиниці мікрон, то вирішальна здатність мікроскопа обмежена величиною елементів матриці ПЗЗ. Тому, для підвищення дозволу δ за кутовими координатами, необхідно вибирати короткофокусний об'єктив з малою точкою зору α .

$$\delta \approx \frac{\alpha}{Z} \text{град}, \quad (6.2)$$

де Z – число рядків зображення у растрі.

Слід урахувати, що мінімальний розмір елементу зображення d_{δ} на екрані дисплея визначається фокусуванням електронних променів і складає десяті долі міліметра. При цьому відбувається ніби то додаткове збільшення зображення на екрані. Загальне збільшення Γ мікроскопа може бути знайдено у вигляді :

$$\Gamma = \frac{f_1}{f_2} \cdot \frac{d_{\delta}}{d_e}, \quad (6.3)$$

де f_1, f_2 - фокусні відстані вихідної і вхідної лінз об'єктиву.

Збільшення Γ може регулюватися, при цьому з його зростанням знижується кут α і зменшується величина δ . У даному випадку говорять про зростання роздільної здатності за кутами спостереження.

Для вимірювання лінійних розмірів l_0 об'єктів спостереження використовується метод порівняння. У поле зору вводиться об'єкт, розміри якого l_{II} відомі, або еталон. Визначивши розмір об'єкту l_{III} цього еталонного предмету та розміри зображення l_{IO} об'єкту, можна знайти пропорцію:

$$l_0 = l_{IO} \cdot \frac{l_{II}}{l_{III}} \quad (6.4)$$

Дисперсія помилки вимірювання оцінюється через дисперсії величин, що входять у формулу:

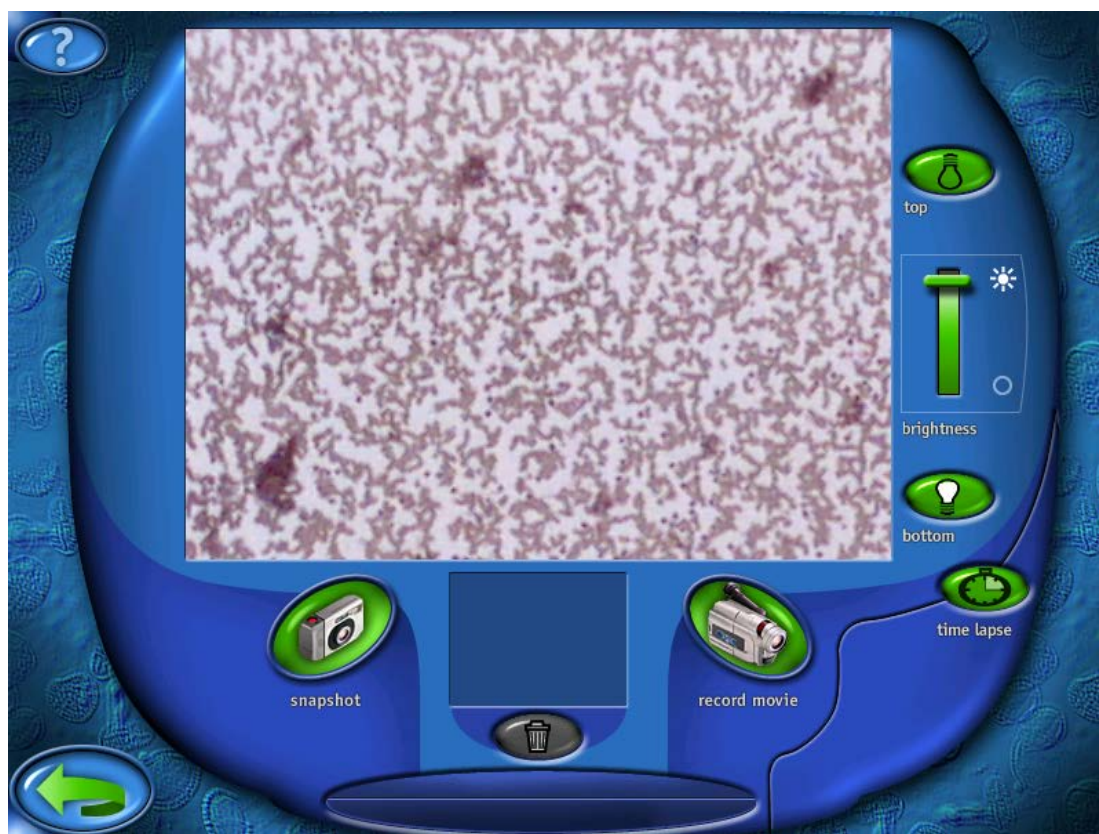
$$D_{l_0} = \sum_{i=1}^3 \left(\frac{\partial l_0}{\partial l_i} \right)^2 D_{l_i}, \quad i = 1, 2, 3 \quad (6.5)$$

Використовуючи такий мікроскоп, зручно спостерігати біологічні та технічні об'єкти.

5.2 Опис лабораторної установки

Установка містить цифровий мікроскоп (ЦМ), що підключається до комп'ютера через порт принтера. Він живиться через цей порт і окремого живлення не потребує. Програма управління ЦМ введена у пам'ять ПК і викликається подвійним клацанням лівої кнопки миші на піктограмі ярлика на робочому столі користувача.

Таким чином завантажується основне робоче вікно програми показане на мал. 6.30.



Малюнок 6.30- Робоче вікно цифрового мікроскопа

У цьому вікні призначення піктограм наступне:



включення підсвічування
зверху;



фотографування екрану;



включення підсвічування знизу;



регулювання яскравості зобра-
ження;



виклик інформаційного файлу;



повернення на екран обробки зо-
бражень.

На предметний стіл ЦМ викладаються зразки з підсвічуванням знизу на просвіт або підсвічуванням зверху на віддзеркалення світлового сигналу.

Для калібрування мікроскопу застосовується мікродріт діаметром 0,08 мм, або сітка камери Горяєва із стороною малого квадрата $a = 0,05\text{мм}$. Можна застосувати і інші дрібноструктурні зразки, з деякою відомою точністю розмірів.

5.3 Порядок виконання роботи

Ознайомитися з конструктивним видом ЦМ, що управляється командами ПК за допомогою миші і піктограм на дисплеї. Зміна коефіцієнта оптичного підсилення виконується без великих зусиль поворотним кільцем, що змінює об'єктиви перед ПЗЗ. Точне наведення у фокус здійснює мікрогвинт, змінюючи положення предметного столика з підсвіченням знизу або зверху. Яскравість підсвічування регулюється з дисплея ПК.

1. Встановити для спостереження тестові біологічні об'єкти. Випробувати різні режими роботи ЦМ та можливість запам'ятовування зображень, аналогічних цифровому фотографуванню.
2. Ввести у поле зору мікроелементи у вигляді мазка аналізу крові. Виконати фокусування, відрегулювати нижнє підсвічування та контрастність зображення. Виміряти за допомогою лінійки розкид l_{uo} елементу за зображенням на екрані дисплея. Спробувати оцінити можливу помилку δ_l цього вимірювання. Результати занести до таблиці 6.1.

Таблиця 6.1. – Розміри зображень на екрані дисплея

№	Об'єкт спостереження	Оптичне посилення				Примітка
		1:20	1:40	1:60	1:200	
1	Мазок аналізу					
2	Мікродріт					$l_{II} = 0,08\text{мм}$
3	Сітка Горяєва					l_{II}
4	Біологічний об'єкт					

3. Для виконання калібрування за розміром не змінюючи фокусування, ввести у поле зору ЦМ об'єкт, розмір якого l_{II} відомий раніше з деякою точністю δ_{II} . Таким чином може з'явитися мікродріт діаметром 50...80 мкм, або сітка Горяєва, розмір квадрата якого дорівнює 50 мкм. Визначити розмір зображення l і II такого об'єкту. Результати занести до таблиці 6.1.
4. Спостерігати біологічні об'єкти, заповнюючи таблицю.
5. Спостерігати розміри інтегральної мікросхеми та визначити розміри елементів і ширину доріжок.
6. Спостерігати збільшення розмірів зображення на екрані програмними способами.

5.4 Зміст звіту

1. Мета роботи.
2. Структурна схема цифрового мікроскопу.
3. Результати вимірювань у вигляді таблиці 6.1.
4. Результати обчислень розмірів об'єктів за формулою 6.3.
5. Оцінка дисперсії помилок вимірювання за формулою 6.5.
6. Висновки.

5.5 Контрольні питання

1. Чим обмежена можливість спостереження мікрооб'єктів?
2. Як впливає помилка фокусування на точність вимірювання?
3. Чи можна збільшити точність вимірювання, підвищивши розмір зображення програмними способами?
4. Чи можлива розробка програм для автоматичного аналізу?
5. Чому при збільшенні оптичного посилення потрібно підвищувати яскравість підсвічування?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6

АНАЛІЗ ХАРАКТЕРИСТИК ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЗА ДОПОМОГОЮ ЦИФРОВОГО СПІРОГРАФА «СФЕРА-4»

Мета: Вивчення можливостей вимірювання характеристик зовнішнього дихання та особливостей цифрового спірографа.

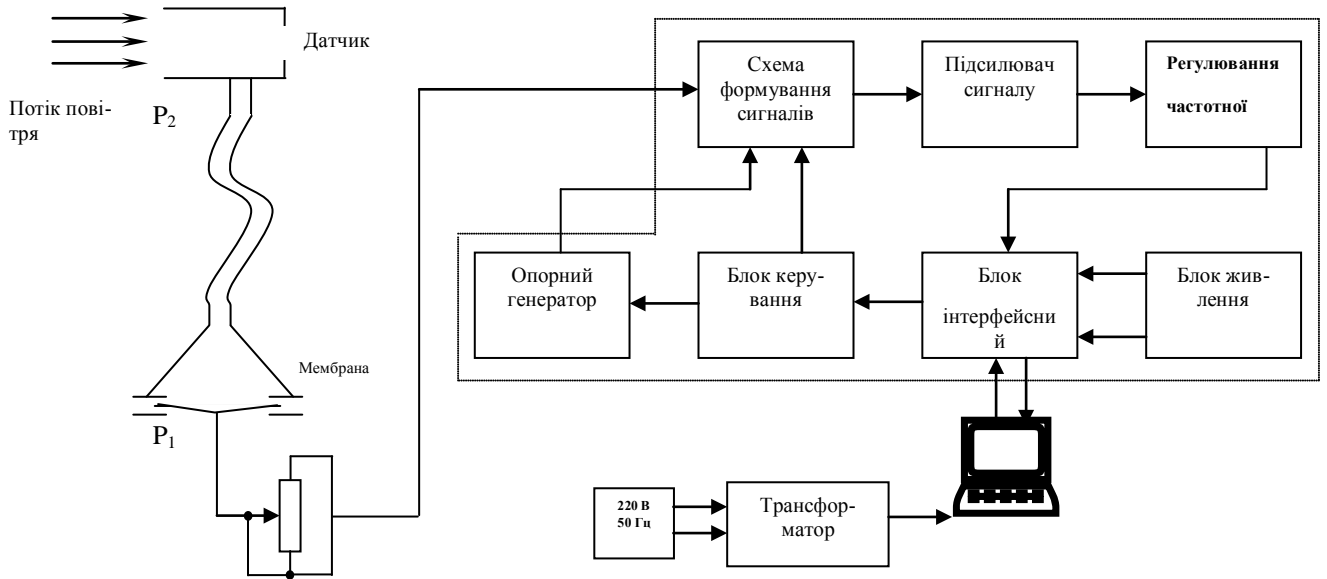
6.2 Короткі теоретичні відомості.

Вивчення функцій зовнішнього дихання разом з іншими фізіологічними системами має важливе практичне значення для загальної оцінки життєдіяльності та працездатності людини. Визначення основних показників стану органів дихання є важливою складовою частиною лікарського контролю в області фізіології праці та клінічній практиці. Для визначення функцій зовнішнього дихання застосовується різна апаратура (спірометри, спірографи, спирометабалографи і ін.)

Дослідження функцій зовнішнього дихання супроводжується газовим аналізом складу повітря та вимірюванням легеневих об'ємів, ритму дихання, його частоти і об'ємної швидкості.

Пневмограма (спірограма), що реєструється за вимірювальними приладами у вигляді огинаючої кривої дихання, окрім відомостей про легеневі об'єми, містить інформацію про частоту, глибину, форму кривої дихання та швидкості споживання кисню. При пневмографії визначаються аеродинамічні характеристики процесу дихання. Разом з методами визначення швидкості переміщення повітря, вимірювання тиску у різних ділянках шляхів дихання, для дослідження споживання кисню і виділення вуглекислоти застосовується метод, що визначає сумарний показник функціональних можливостей органів дихання.

Одним із сучасних спірографів є апарат «Сфера-4», структурна схема якого показана на мал. 6.31.



Малюнок 6.31- Структурна схема електронного комп'ютерного спірографа «Сфера-4».

У комплект постачання комплексу входять дві вимірювальні трубки та три змінні діафрагми. Трубки взаємозамінні між собою, а діафрагми мають різні діаметри отворів. Діафрагми мають номер (I, II, III), який вибито на одній із сторін діафрагми.

При проведенні обстеження допускається виконання як усіх передбачених у програмі маневрів так і будь-яке їх поєднання. У програмі передбачені наступні маневри:

Нормальне дихання – використовується діафрагма III. Пацієнт одягає носовий затиск, бере датчик, щільно охоплює губами ковпачок і спокійно дихає.

Вимірювання Життєвої місткості легенів (ЖМЛ) – використовується діафрагма III. Пацієнт спокійно дихає (2-3 вдохи-видихи), по команді робить спокійний повний ВДОХ, потім без затримок спокійний повний ВИДИХ і продовжує спокійно дихати до закінчення маневру.

Проба Тіфно – використовується діафрагма II. Пацієнт робить максимально глибокий вдих (не через трубочку), затримує дихання, щільно обжимає губами ковпачок і робить максимально різкий і максимально повний видих.

Вимірювання максимальної вентиляції легенів - використовується діафрагма II. Пацієнт робить максимально повні вдихи і максимально повні видихи. Під час виконання маневру на моніторі "біжить" лінія - графік зміни об'єму. Дочекайтеся, поки лінія прийме характерний вид синусоїди, почекайте 7-8 секунд, після чого зупиніть введення сигналу.

Спірометрія вимірює об'єми і потоки повітря, що вдихається і видихається легенями.

Основні легеневі об'єми (малюнок 6.32 а):

Дихальний об'єм (ДО) [tidal volume (V_t)] - об'єм повітря, що вдихається і видихається при звичайному диханні.

Резервний об'єм вдиху (РОВД) [inspiratory reserve volume (IRV)] - максимальний об'єм повітря, яке можна додатково вдихнути після закінчення звичайного вдиху.

Резервний об'єм видиху (РОВИД) [expiratory reserve volume (ERV)] - максимальний об'єм повітря, яке можна додатково видихнути після закінчення звичайного видиху.

Загальна місткість легенів (ЗМЛ) [total lung capacity (TLC)] - кількість повітря, що міститься у легенях після закінчення максимального вдиху.

Життєва місткість легенів (ЖМЛ) [vital capacity (VC)] - кількість повітря, яке може бути максимально видихнуто після максимального вдиху.

Функціональна залишкова місткість легенів (ФЗМЛ) [functional residual capacity (FRC)] - кількість повітря у легенях після закінчення спокійного видиху.

Залишковий об'єм (ЗО) [residual volume (RV)] - кількість повітря у легенях після закінчення максимального видиху.

Форсовані легеневі об'єми (малюнок 632б):

Форсована життєва місткість легенів (ФЖМЛ) [forced vital capacity (FVC)] - це ЖМЛ, одержана під час форсованого видиху.

Об'єм форсованого видиху за першу секунду (ОФВ1) [forced expiratory volume in 1 second (FEV1)] - об'єм повітря, видихнутий легенями за першу секунду маневру.

Додаткові показники (малюнок 6.32 в):

Пікова об'ємна швидкість (ПОШ) [peak expiratory flow rate (PEFR)] - максимальна об'ємна швидкість потоку, що досягається при виконанні форсованого видиху.

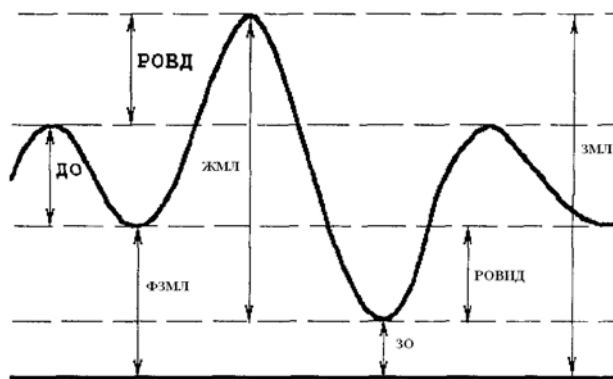
Інші розрахункові показники (малюнок 6.32 г):

Миттєва об'ємна швидкість після досягнення 25% ФЖМЛ (МОШ 25).

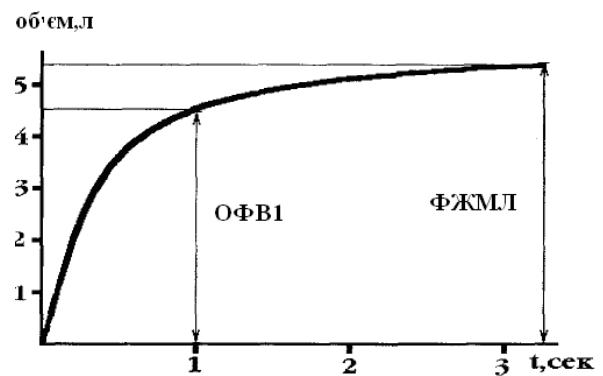
Миттєва об'ємна швидкість після досягнення 50% ФЖМЛ (МОШ 50).

Миттєва об'ємна швидкість після досягнення 75% ФЖМЛ (МОШ 75).

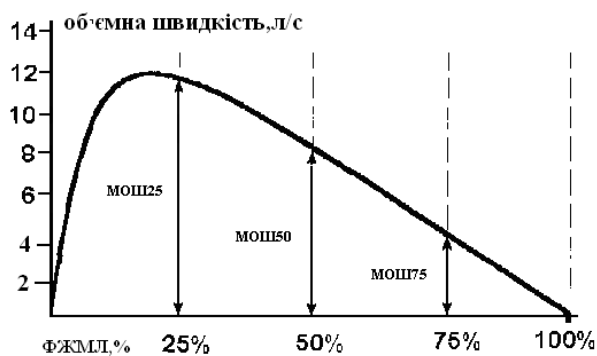
Середня об'ємна швидкість в інтервалі від 25 до 75 % ФЖМЛ (СОШ 25-75) [average forced expiratory flow 25 - 75 % (FEF 25-75)].



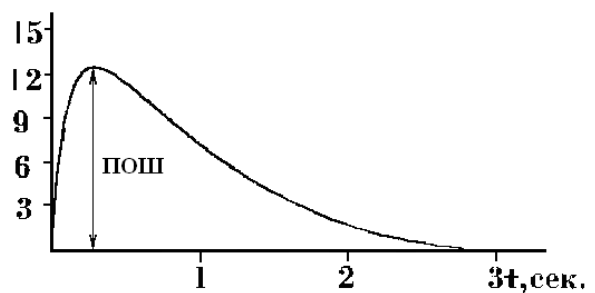
а. Основні легеневі об'єми



б. Крива об'єм – форсованого видиху




в. Крива об'ємна швидкість – час форсованого видиху.



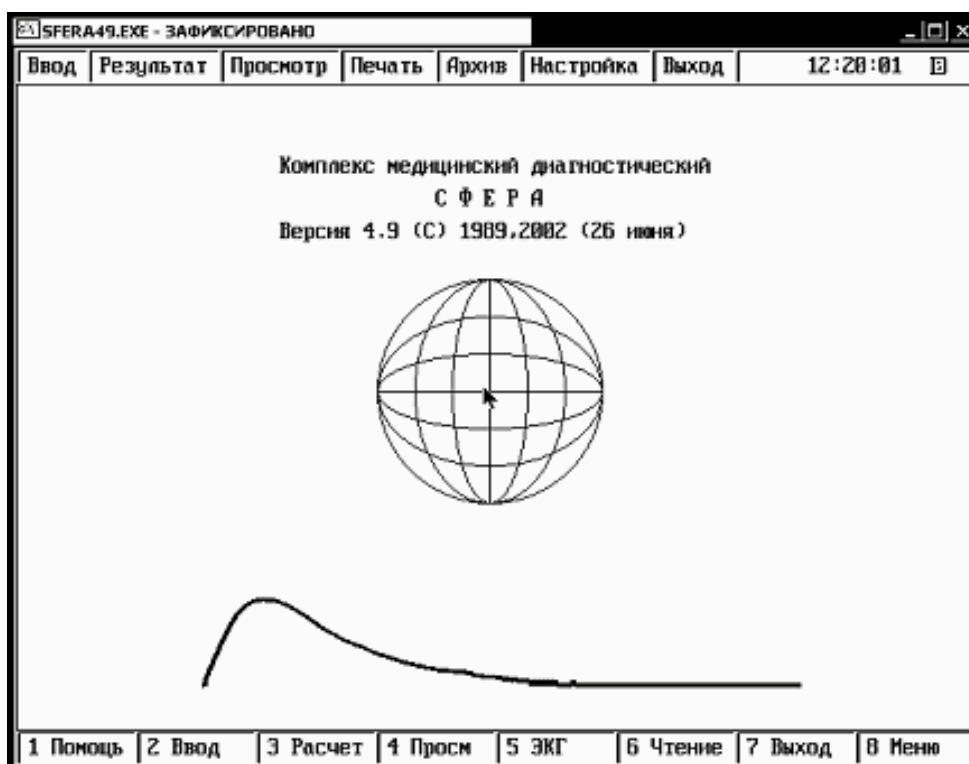
г. Крива потік – об'єм форсованого видиху.

Малюнок 6.32- Основні показники вимірювань цифрового спірографа.

6.2 Опис роботи з комплексом.

Для роботи з комплексом «Сфера-4» включіть комп'ютер, дочекайтеся завантаження операційної системи Windows. На робочому столі знайдіть ярлик  і запустіть його.

Після запуску з'явиться робоче вікно, зображене на мал. 6.33.



Малюнок 6.33- Робоче вікно комплексу «Сфера-4»

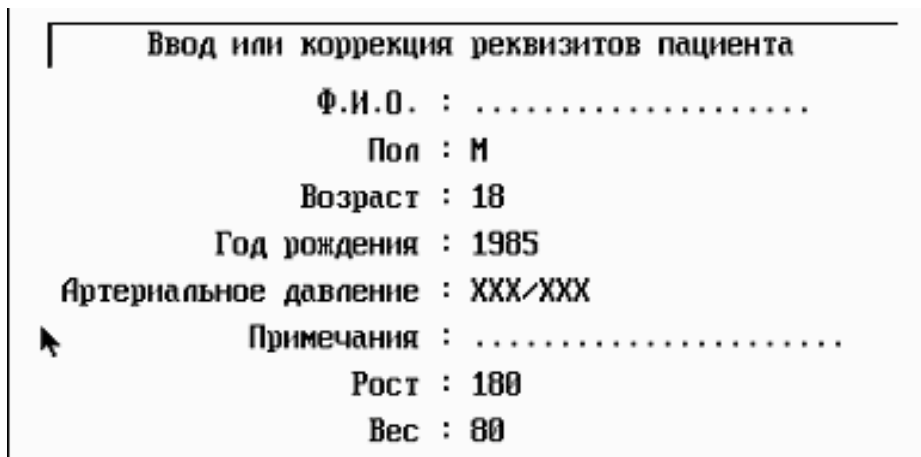
У верхній частині вікна розташовано головне меню. Розглянемо основні його елементи.

Настройка – Реквізити клініки – дозволяє встановити реквізити лікувальної установи.

Настройка – Конфігурація – Принтер – вибір для використання принтера.

- Архів – Читання** – Вибір коду пацієнта із бази даних
- Архів – Запис** – Додавання коду пацієнта у базу даних
- Архів – Редагувати** – Вибір коду пацієнта для зміни його реквізитів.
- Архів – Пошук** – Пошук кодів пацієнтів у базі даних.

Введення – Новий пацієнт – Введення реквізитів нового пацієнта. (Мал. 6.34)



Ввод или коррекция реквизитов пациента

Ф.И.О. :

Пол : М

Возраст : 18

Год рождения : 1985

Артериальное давление : XXX/XXX

Примечания :

Рост : 180

Вес : 80

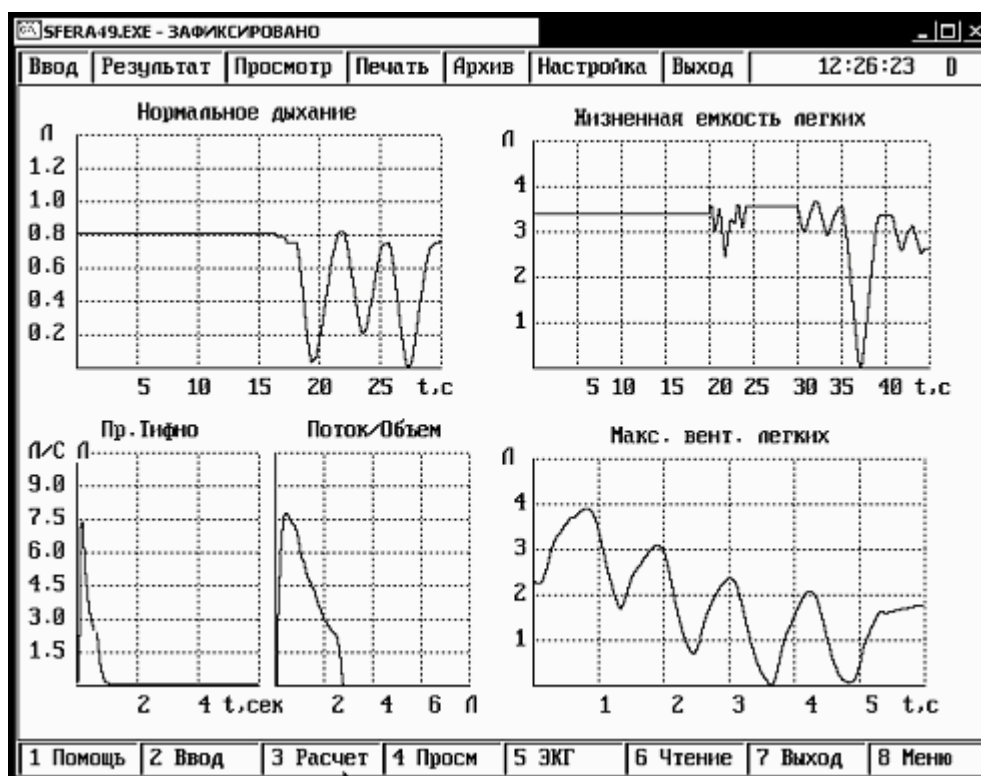
Малюнок 6.34- Введення реквізитів нового пацієнта

Введення – Сигнал – Запис необхідного сигналу.

Запис сигналу супроводжується маркером, що біжить, формою якого є крива дихання.

Запис припиняється при натисненні клавіші «Enter» на клавіатурі.

Після запису усіх дихальних маневрів у робочому вікні з'явиться система з 4-х графіків, вказаних на мал. 6.35



Малюнок 6.35 – Результати дослідження параметрів пацієнта

Введення – Реквізити – Зміна реквізитів поточного пацієнта

Результат – Проглядання висновку

Перегляд – Проглядання систем графіків досліджень

Друк – Друк на принтері графіків і висновку.

6.3. Порядок виконання роботи.

Вивчити правила включення та управління за пунктами 6.1, 6.2 і одержати дозвіл викладача.

1. Завести картку нового пацієнта, вказавши свої реквізити та занести картку до архіву.

2. У меню «Архів» – «Читання» вибрати пацієнта «Лабораторна робота».

3. За даними графіка «Нормально дихання» визначити дихальний об'єм (ДО).

За даними графіка «Життєва місткість легенів» визначити життєву місткість легенів (ЖМЛ).

За даними графіка «Потік/Об'єм» визначити миттєву об'ємну швидкість при досягненні 25%, 50%, 75%, ФЖМЛ (МОШ 25, МОШ 50, МОШ 75)

Дані занесіть до таблиці 6.2:

Таблиця 6.2- Параметри пацієнта

Показники	ДО, л	ЖМЛ, л	МОШ 25, л/с	МОШ 50, л/с	МОШ 75, л/с
Виміряні значення					
Нормальні значення					
Відхилення від нормального значення					

4. Роздрукувати результати комп'ютерних розрахунків на принтері, визначити «Нормальні значення» та записати до таблиці 6.2.

5. Визначити відхилення набутого значення від нормальних та занести до таблиці 6.2.

6.4. Зміст звіту.

5. Мета роботи.
6. Структурна схема комплексу «Сфера-4».
7. Результати досліджень (Таблиця 6.2)
8. Висновки.

6.5. Контрольні питання:

1. Що таке спірометрія?
2. Які дихальні маневри необхідно виконати для діагностики?
3. Як у програмі змінити реквізити лікувальної установи?
4. Як здійснюється запис сигналу?
5. Як одержати та роздрукувати медичний висновок?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №7

ЕЛЕКТРОАКУПУНКТУРНА ДІАГНОСТИКА ЗА МЕТОДОМ Р. ФОЛЛЯ

Мета роботи: вивчити спосіб та можливості діагностики за відведеннями.

7.1 Короткі теоретичні відомості

На основі досягнень фізики, електроніки і інших фундаментальних наук сучасна медицина має в арсеналі засобів низку новітніх клінікодіагностичних методик. Проте, більшість цих технологій фіксують лише слідство патологічних процесів, що відбуваються в організмі людини, вимагають значних витрат часу, не говорячи вже про утруднену доступність для багатьох пацієнтів.

Зріст дефіциту алопатичних лікувальних препаратів, з одного боку, та їх мала ефективність і токсичність з іншого боку, привели до популярності методів так званої "нетрадиційної медицини".

Особливої зацікавленості у нашій країні на сьогодні набуває метод електропунктурної діагностики та терапії, введений у медицину у 1956 році німецьким доктором медицини Рейнхольдом Фоллем.

За минулі 40 років цей метод значно збагатився та удосконалився учнями і послідовниками Р.Фолля більше ніж у 50 країнах світу.

Унікальність та ефективність методу Р.Фолля полягає у поєднанні трьох "китів": голкорексфлексотерапії, гомеопатії і електролікуванні.

Увага лікарів до методу Р.Фолля не випадкова: Ну чи не диво: щоб відповісти на запитання, яка хвороба у людини, який стан його організму і як треба лікувати, "лікарю - фоллісту" потрібно лише 20- 30 хвилин!

При цьому метод дає можливість проводити діагностику доклінічних проявів хвороби з подальшою терапевтичною корекцією виявлених відхилень. Ще у Стародавньому Китаї вважалося: хороший лікар лікує до початку розвитку хворо-

би, поганий лікар починає лікувати тоді, коли хвороба вже розвинулася. коли вже наступило руйнування. Тому пацієнт у Стародавньому Китаї платив лікарю увесь час, поки він був здоровий і не платив, коли був хворий!

Дослідження пацієнта за методом Р.Фолля, не порушує цілісності шкіряного покрову, не опромінює його рентгеном, не примушує ковтати зонд...

Спеціальним щупом ми лише торкаємося деяких крапок рук і ніг пацієнта.

Шкіряні покрови людини є складною, і до кінця не вивченою, частиною людського організму. Протягом тривалого часу нашою вітчизняною медициною вважалося, що шкіра виконує лише пасивну роль оболонки тіла. Але це виявляється зовсім не так.

Площа шкіри складає близько 2,5 квадратних метрів, маса - близько 20% від загальної маси тіла.

За допомогою шкіри організм не тільки захищає себе від зовнішніх дій: механічних, хімічних, мікробних, але всієї своєю поверхнею шкіра бере участь у диханні, регуляції тепла, обміну речовин, виробленні ферментів і т.ін.

Підраховано, що на 1-му квадратному сантиметрі шкіри знаходяться 2-теплових, 12-холодових, 25-дотикових і 150-больових рецепторів. Насьогодні відкрито і вивчено 10 функцій шкіри.

Особливий інтерес викликають електропровідність властивість шкіри та властивість біологічно активних точок шкіри відображати стан органів і систем.

Ці властивості шкіри знали вже давно. Згідно легенді, близько 5 тисячоліть тому, імператор Фу Сі відмітив, що після випадкового удару мотикою по нозі при обробці поля у його підданого перестала боліти голова. Імператор став впливати на цю крапку кам'яною голкою і головний біль у хворих проходив. Таким чином була відкрита перша точка, так виникла голкотерапія.

Система уявлення класичної східної акупунктури і є основою фоллевської концепції.

Доктор Фолль розробив систему:

1. Вимірювання електропровідності БАТ;
2. Визначення зміни електропровідності БАТ;

3. Можливість відновлення втраченої електропровідності.

Завдяки цьому з'явилася можливість діагностики, лікування та контролю за ефективністю проведеного лікування. Р.Фолль провів багато тисяч досліджень і встановив, що захворювання органів приводять до зниження електропровідності біологічно активних точок (БАТ) ще до того, як захворювання проявлять себе у звичайному плані і будуть виявлені лабораторними або клінічними методами.

Одним з найважливіших відкриттів доктора Р.Фолля було медикаментозне тестування. Торкаючись щупом до БАТ, ми реєструємо потенціали БАТ. Потім даємо у руку пацієнта ліки і електричні параметри БАТ змінюються: стають більшими або меншими, можуть залишатися тими ж самими. Якщо ліки приберемо з руки, то електричні параметри БАТ повернуться до початкових показників.

Треба сказати, що багато століть тому своєрідне медикаментозне тестування застосовувалося у медицині Індії-Тибету. Цілителі проводили "пульсову діагностику", потім давали у руку хворого ті або інші ліки і за пульсом визначали підходять ліки хворому чи ні.

При подальшому дослідженні Фолль відзначав, що різні дози ліків так само впливають на показники БАТ. При прийомі даної дози ліків усередину, показники БАТ змінюються на тривалий час, і у пацієнта наступає виражений позитивний терапевтичний ефект. Таким чином, медикаментозне тестування за методом доктора Фолля є і методом підбору індивідуальної терапевтичної дози. Це у рівній мірі відноситься до гомеопатії та алопатії.

Дуже цікавими стали подальші відкриття. Виявилось, що провідність шкіри і електричні параметри БАТ змінюються навіть тоді, коли медикамент піднесуть до шкіри на відстань 3-5 мм.

Використовуючи феномен дії ліків на відстані, доктор Сарчук Б.Н. застосовував таким чином "заряджену" воду для лікування. Цим же способом можна зарядити не тільки воду, але іншу будь-яку речовину.

Медикаментозне тестування було відкрите Фоллем тому, але він зовсім по-іншому пояснював суть патологічного процесу у організмі людини. За Фоллем хворий орган змінює свої електромагнітні показники. От чому правильно підібра-

ні гомеопатичні ліки, які не мали молекули діючої речовини, а лише "слід молекули", тобто хвилеві характеристики даної речовини - певний спектр електромагнітних випромінювань, надають високий терапевтичний ефект.

Висновок: клініка кожного захворювання має індивідуальні характерні електромагнітні зміни (за Фоллем).

Обстежуючи зуби, Р.Фолль також виявив, що кожен зуб відображає стан певного органу. Якщо зуб хворий, то шукай хворий орган, пов'язаний з цим зубом. Таким чином, ми можемо, подивившись зуби, одержати інформацію про стан усіх органів. Наприклад: 1,2-й зуби пов'язані з глотковою мигдалиною, лобовою пазухою, нирками, сечовим міхуром, прямою кишкою, статевими органами, наднирковою. 3-й зуб - з піднебінною мигдалиною, клиновидною пазухою, печінкою, жовчним міхуром, статевими залозами, гіпофізом і т.ін.

Важлива роль Фолля і в тому, що він систематизував крапки БАТ за їх інформаційним зв'язком з внутрішніми органами, і назви БАТ стали відображати об'єм можливостей лікувальної дії через дану БАТ. Істотним розширенням терапевтичних можливостей методу Р.Фолля є також можливість проводити електро, електромагнітну або лазеротерапію через акупунктурні точки точно дозованою дією.

Отже, історія створення і подальший розвиток методу Р.Фолля такі:

У 1796 р. англієць Перкінс запропонував використовувати статичну електрику для посилення ефекту класичної голкотерапії.

У 1825 р. французьким лікарем Сарландьє написана книга "Доповідь про електропунктуру, люкс і акупунктуру (японській медицині)". Сарландьє підводить електричний розряд до голок, введених у тіло. Він вперше висловив ідею про електроголкоанальгезію.

Лікар по акупунктурі доктор Роже де ля Фуе із Парижу у 40-х роках поєднав голки з електричним приладом для того, щоб у певних точках шкіри, як терапевтичну дію, додатково використовувати діаметричний струм тривалістю від 1/8 до 2 сек.

У 1952 р. Вальтер Шмідт (Мюнхен), досліджуючи БАТ за допомогою змінного і постійного струмів, виявив, що при "недостатності" органу опір у відповідній БАТ збільшився, але незабаром наступало "падіння" стрілки приладу. Таким чином був відкритий феномен падіння.

Рейнхольд Фолль у співдружності з інженером Вернером у 1953 р. продовжили цю роботу і створили свій знаменитий прилад по електроakupнтурній діагностиці та лікуванню. У 1956 р. було створено «Суспільство електропунктури за Фоллем». Це окремий випадок в історії медицини, що за 2-3 роки метод набув такої популярності. У 1966 р. Р.Фолль нагороджений золотою медаллю Ватикану.

У 1975-1978 рр. йому присвоєно вищу урядову нагороду ФРГ.

Насьогодні у суспільстві Фолля об'єднуються більше 10000 лікарів різних спеціальностей у всьому світі. Членами суспільства видано більше 200 робіт і 120 монографій. За своє життя (Р.Фолль помер у 1990 р.) ним було написано близько 1400 робіт.

Слід сказати, що відношення до методу доктора Р.Фолля так званої "офіційної медицини" неоднозначно навіть на батьківщині методу.

Проте, переваги і успіхи методу, як неінвазивного методу експрес-діагностики з подальшим підбором терапевтичних препаратів і електролікуванням, достатньо переконливі.

Тривалий час у нашій країні мало хто знав про метод Р.Фолля, і широкого застосування він не мав.

Методика доктора Р.Фолля дозволяє крапки на тілі людини, відомі ще в Стародавньому Китаї 4-5 тисячі років тому використовувати для діагностики та електролікування,. Крім того, доктор Фолль на меридіанах відкрив нові вимірювальні точки, які знаходяться у безпосередньому зв'язку з певними органами, тканинами, системами.

Для пацієнта та лікаря величини діагностичних показників, одержаних при вимірюванні БАТ, стають вирішальними. Перш за все вони дозволяють визначити абсолютне здоров'я, хворобу або початок (латентний період) хвороби. Чим раніше почнемо лікувати захворювання, тим швидше попередимо його подальший розви-

ток. У крайньому випадку можливість попередити пацієнта про початок хвороби або схильність до того чи іншого захворювання.

Іншими словами, за допомогою електроakupунктурної діагностики за методикою доктора Фолля (ЕПФ) лікар має можливість не тільки визначити наявність або відсутність захворювання, але й встановити схильність до тієї чи іншої хвороби. Для пацієнта щорічна перевірка (краще двічі в рік) за допомогою ЕПФ необхідна з метою попередження практично будь-яких захворювань.

7.2 Порядок виконання роботи

Під електроakupунктурною діагностикою треба розуміти, перш за все, вимірювання "енергетичного потенціалу" біологічно активних точок (БАТ) тіла людини (за допомогою приладу "БІОТЕСТ").

БАТ розташовані на енергетичних каналах (меридіанах), переважно у нижніх шарах шкіри, ближче до окістя.

При електроakupунктурній діагностиці за методом доктора Р.Фолля необхідно, щоб білизна і одяг пацієнта були бавовняними. Краще на голе тіло одягти білий (без крохмалю) медичний халат. Обручки, ланцюжки і т.п. можуть знаходитися поряд для перевірки на сумісність. Бажано, щоб жінки, напередодні дня обстеження видалили спіраль, манікюр, педикюр, косметику.

Тісний одяг повинний бути розстебнутим. За день до обстеження не приймати алкоголю, кави, лікарських препаратів, окрім життєво необхідних. Ці ліки можна принести із собою і перевірити на сумісність (допомагали вони або шкодили).

Пацієнт в одну руку бере "вільний" електрод, а в іншу - пасивний. Сухі долоні заздалегідь змочуються водою, або вищезазначені електроди обгортаються 1-2 шаровою марлею, зволоженою водою. Далі активним електродом доторкаються

до "вільного" електроду. Таким чином проведено квадрантне вимірювання = рука-рука.

Так само визначаються показники при вимірюванні: нога-нога, рука-нога справа і зліва. Показники у нормі повинні дорівнювати 82 - 86.

7.3 Комп'ютерна обробка даних

Інтерпретація результатів вимірювання:

82-86 нормально;

87-90 енергетичне збудження;

91-95 дуже сильний стан збудження, який треба буде зняти (розрядження);

понад 95 необхідно провести розрядку, особливо у разі майбутніх великих фізичних навантажень, наприклад, операція;

нижче 82 низький енергетичний стан, при якому необхідно провести заряджання.

Таким чином, проведення квадрантних вимірювань дозволяє одержати дуже цінну інформацію щодо енергетичного стану пацієнта; можна визначити ділянку організму, у якому відбувається енергетичний збій (дані нижче 82) або запальний процес (понад 86). Можливими джерелами помилок при проведенні квадрантних вимірювань можуть бути:

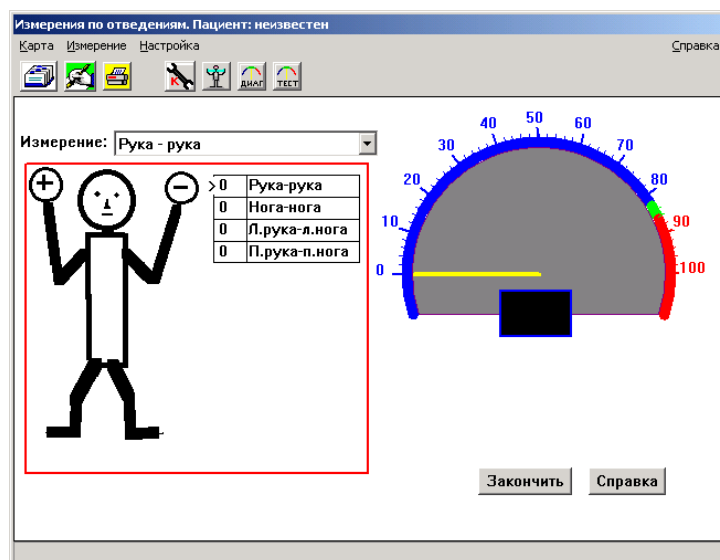
а) Відсутність свідчень по двох квадрантах. Перевірити, чи правильно приєднаний електрод. Якщо правильно, то, можливо, є дефект кабелю;

б) Дуже низькі або дуже високі показники. Перевірити вологість шкіри пацієнта. Дуже вологу шкіру просушити, дуже суху зволожити.

Особливу увагу слід звертати на різницю значень більше 10 поділок. Так, наприклад, у пацієнтів з цукровим діабетом може бути енергетично збіднена права сторона (підшлункова залоза) - рука-нога справа.

Дуже високі показники стрілки мають місце, наприклад, при мігрені, тромбофлебії.

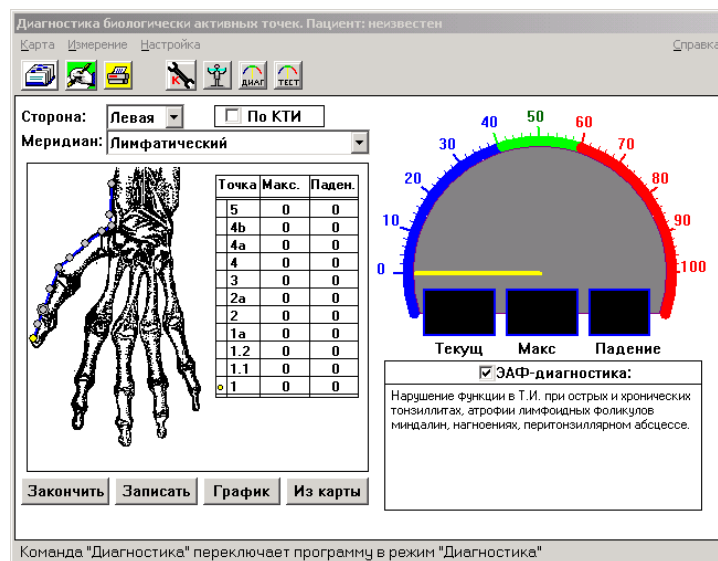
Для проведення вимірювань рука-рука, нога-нога, рука-нога потрібно вибрати команду «По відведеннях» з рядка меню «Вимірювання» або натиснути кнопку із зображенням людини. На екрані з'являться зображення шкали приладу, чоловічка, таблиці з чотирма рядками (рука-рука, нога-нога, л.рука-л.нога, п.рука-п.нога) і рядка-списку вибору поточного вимірювання:



Малюнок 6.36- Проведення вимірювань по відведеннях

Виміряне значення автоматично заноситься до таблиці у вказане місце. Перемикання виду вимірювання здійснюється натисненням клавіш "↑", "↓", "PageUp" PageDown", "Home", "End" або за допомогою миші - можна вказати на потрібний рядок у таблиці і натиснути ліву кнопку. Для завершення вимірювань потрібно натиснути на кнопку "Закінчити" або на клавішу "Esc".

Для проведення акупунктурної діагностики потрібно вибрати команду "Діагностика". На екрані з'явиться вікно (Мал. 6.37):



Малюнок 6.37- Акупунктурна діагностика

У вікні зображено:

- шкала приладу;
- 3 віконця з цифровими значеннями (поточним, максимальним і "падінням стрілки");
- картинка руки (або ноги) з точками;
- таблиця з вимірними значеннями;
- віконця з назвою меридіана та сторони (лівої або правої);
- віконце із вказівкою режиму вимірювання (по КТИ);
- кнопки "Закінчити", "Записати", "Графік", "З карти";
- віконце з відображенням діагностики вимірюваної точки.

У залежності від вимірюваного значення точка зображається різними кольорами (червоним, зеленим, синім або сірим). Крапки, що є КТИ, мають більший розмір. У самому низу екрану виводиться рядок - назва точки.

7.4. Зміст звіту

1. Мета роботи.
2. Схема проведення вимірювань
3. Результати вимірювань.
4. Оцінка результатів
5. Висновки.

7.5 Контрольні питання

1. Суть методу Фолля.
2. Можливості методу Фолля.
3. Методика проведення вимірювань.

В другому модулі виконується домашня контрольна робота

4. КОНТРОЛЬНА РОБОТА

ТЕРМОДИНАМІКА

Вага усіх речовин, що вступають до реакції, дорівнює вазі усіх продуктів реакції.

Закон постійності складу: кожна хімічна сполука має цілком визначений і постійний склад.

Еквівалентом називається вагова кількість елемента, що з'єднується з однією (точніше $-1,00797$) ваговою частиною водню або такою, що замінює його у з'єднаннях. Важливість цього поняття для хімії визначається тим, що елементи завжди з'єднуються між собою у певних вагових співвідношеннях, що відповідають їх еквівалентам (закон Паів). Отже, склад складної речовини може бути виражений цілими числами еквівалентів тих елементів, що входять до неї.

Відношення маси даного об'єму одного газу до маси такого ж об'єму іншого називається **щільністю** першого газу відносно іншого.

Таким чином, якщо прийняти масу атома водню за одиницю, то маса його молекули (M_H) повинна дорівнювати двом, тоді формула для обчислення молекулярної ваги набуває вигляду:

$$M_{H=2}D_H, \quad (6.6)$$

тобто молекулярна вага речовини в газоподібному стані дорівнює його подвоєній щільності по відношенню до водню. Отже, для визначення молекулярної ваги досить знати масу деякого об'єму досліджуваної речовини в газоподібному стані і масу такого ж об'єму водню за тих же умов.

Грам-молекула любого газу займає за нормальних умов об'єм 22,4л.

Рівняння Клапейрона-Менделєєва:

$$PV = \frac{m}{M} RT, \quad (6.7)$$

де P -тиск газу;

V -об'єм газу;

m -маса газу;

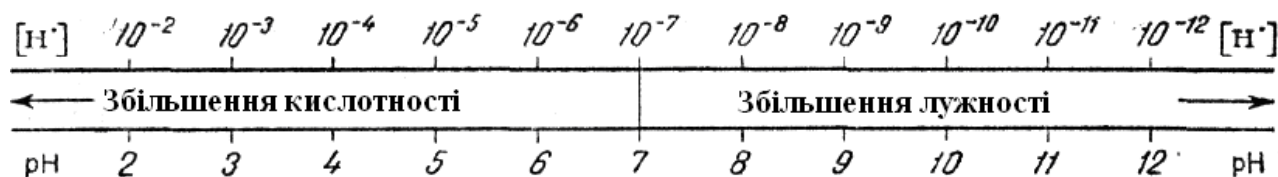
M -молекулярна вага газу;

R -газова постійна;

T - абсолютна температура (дорівнює $273+t$ за шкалою Цельсія).

Число, що показує, *скільки* еквівалентних важелів вміщується у атомній вазі, тобто результат поділу атомної ваги на еквівалентну, називається **валентністю** даного елемента.

Кількісне визначення реакції середовища можна ще більше спростити, якщо взяти за основу *водневий показник* (Ph), що визначається співвідношенням: $Ph = -\lg Ch$. Тоді нейтральне середовище характеризуватиметься $Ph=7$, кисла $Ph=6;5;4$ і т.п., лужна $Ph=8; 9;10$ і т.п. (рис.6.38). Зрозуміло, що можуть існувати і проміжні (між цілочисельними) значення водневого показника.



Малюнок 6.38- Схема позначення реакції середовища

Перший початок термодинаміки:

$$Q = \nabla U + A, \quad (6.8)$$

де Q – кількість теплоти, що передається системі;

∇U - зміна внутрішньої енергії системи;

A - робота, що здійснюється системою.

Робота, що здійснюється газом при зміні об'єму від V_1 до V_2 ,

$$A = \int_{V_1}^{V_2} p dV, \quad (6.9)$$

де p - тиск.

Для *адіабатного процесу* ($Q=0$):

$$\nabla U = - A = nC_V(T_2 - T_1), \quad (6.10)$$

Тут n - число молей ідеального газу, C_V -молярна теплоємність газу при постійному об'ємі, T_2 і T_1 - початкова і кінцева температури.

Кількість теплоти для оберненого процесу:

$$Q = \int T dS, \quad (6.11)$$

Зміна ентропії при нагріванні або охолодженні речовини від температури T_1 до температури T_2 :

$$\nabla S = nC_p \ln \frac{T_2}{T_1}, \quad (6.12)$$

де C_p - молярна теплоємність при постійному тиску.

Швидкість зміни ентропії для стаціонарного стану у живому організмі

$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt} = 0, \quad (6.13)$$

Тут dS_i/dt – швидкість зміни ентропії, що пов'язана із не оберненими процесами у біологічній системі; dS_e/dt – швидкість зміни ентропії внаслідок взаємодії системи з навколишнім середовищем.

Приклад вирішення задачі

З'єднання вуглецю з хлором містить 7,8% С і 92,2 % Cl. Відповідно атомна вага дорівнює 12,0 і 35,5. Знайти формулу з'єднання.

Міркуємо таким чином. Чим більша атомна вага елемента, тим менше (при даному процентному складі з'єднання) відносне число його атомів у молекулі. Тому для знаходження чисел, що характеризують відносний вміст атомів кожного з елементів у молекулі з'єднання (атомних чинників), потрібно числа відсотків розділити на відповідні атомні ваги. Провівши такий розподіл, знаходимо чинник для вуглецю 0,65 і хлору 2,60. Ці числа відображають відносний вміст атомів в молекулі. Проте обидва чинники дробові, а у молекулі може міститися тільки ціле число атомів. Для приведення до цілих чисел ділимо обидва чинники на найменші з них. Одержані величини (атомні множники) 1 і 4 безпосередньо вказують число атомів кожного з елементів у простій формулі, отже це буде - CCl_4 .

Контрольні завдання

1. Обчислити еквівалентну вагу кисню, виходячи з процентного складу води: 11,2 % водню, 88,8 % кисню.
2. Мідь утворює з киснем з'єднання, аналіз якого показує, що воно складається з 79,9 % міді та 20,1 % кисню. Обчислити еквівалент міді.
3. Маса деякого об'єму газоподібного хлору дорівнює 1,5805 г. Маса такого ж об'єму водню за тих же умов – 0,0449 г. Знайти молекулярну вагу хлору.
4. Обчислити масу 200 мл хлору за нормальних умов.
5. Яка маса водню, розміщеного у об'ємі 400 мл, при тискові 700 мм рт.ст. та температурі 20°C?
6. До з'єднання входять Cu і O, процентний склад яких відповідно – 88,8 % і 11,2 %. Їх атомна вага – 63,5 і 16,0. Знайти просту формулу з'єднання.
7. Знайти просту формулу оксиду міді, простий склад якого 79,9% і 20,1%, атомна вага – 63,5 і 16,0. Знайти формулу з'єднання.
8. Знайти просту формулу етану, якщо з'єднання містить 80% С і 20% Н, атомна вага яких 12,0 і 1, відповідно.

9. Розрахувати процентний склад H_2SO_4 .
10. Задана формула N_2O_5 . Знайти валентність азоту у цьому з'єднанні.
11. Чому рівний pH розчинів, концентрації H^+ у яких складає 2.
12. При температурі 473 К, тискові $0,999 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$ і масі $7,16 \cdot 10^{-4} \text{ кг}$ органічна речовина, випаровуючись, займає об'єм $2,426 \cdot 10^{-4} \text{ м}^3$. Знаючи вагове співвідношення елементів у цьому з'єднанні ($\text{C}:\text{H}:\text{O} = 2.25:0.375:1$), обчислити молекулярну вагу з'єднання та визначити його формулу.
13. Розрахувати зміну внутрішньої енергії у результаті випаровування води при кип'яченні інструментів у стерилізаторі, якщо тиск при цьому був постійним і дорівнював 105 Па, а води випарувалося 18 г.
14. 5 моль ідеального одноатомного газу адіабатно розширюються від початкового тиску 1 МПа. При цьому температура газу падає від 320 до 275 К. Яка при цьому здійснюється робота?
15. 2 молі кисню розширюються від початкового тиску 400 кПа, проти постійного зовнішнього тиску у 100 кПа. Газ знаходиться при температурі 22°C. Знайти кінцевий об'єм кисню.
16. Визначити зміну ентропії у процесі танення 1 молю льоду при 0°C і подальшому нагріванні утвореної води до 100С.

ЕЛЕКТРОМАГНІТНІ ПОЛЯ І ЇХ ДІЯ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНІНИ. КОЛИВАННЯ І ХВИЛІ У БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩАХ

Електричний (дипольний) момент диполя:

$$p=ql \quad , \quad (6.14)$$

де q – електричний заряд

l – відстань між зарядами.

Момент сили, що діє на диполь у електричному полі:

$$M=pE\sin a, \quad (6.15)$$

де a – кут між електричним моментом диполя та напруженістю.

Проекція сили, що діє на диполь у неоднорідному електричному полі, на вісь

Ox:

$$F_x=p_x dE_x/dx, \quad (6.16)$$

де p_x , E_x – відповідно проекції p і E на вісь Ox .

Потенціал електричного поля, створеного диполем у деякій точці A на відстані r ($r \gg l$):

$$\varphi=1/4\pi\epsilon_{0r} \cdot p\cos\alpha/r^2, \quad (6.17)$$

де α - кут між p і напрямом на точку A

ϵ_r - відносна діелектрична проникність середовища

ϵ_0 – електрична постійна.

Різниця потенціалів двох точок, рівновіддалених від диполя – джерела поля

$$\varphi_B - \varphi_A = \sin(\gamma/2)/2\pi\epsilon_r\epsilon_0 \cdot p\cos \beta \quad , \quad (6.18)$$

де γ - кут, під яким видно точки A і B відносно диполя

β - кут між p і прямою AB.

Співвідношення між поверхневою і поляризованою щільностями зв'язаних зарядів

$$\sigma_{св} = P \cos \alpha \quad (6.19)$$

Зв'язок поляризованості з напруженістю електричного поля у діелектриці:

$$P_e = \epsilon_0(\epsilon_r - 1)E. \quad (6.20)$$

Енергія зарядженого конденсатора:

$$E_{ел} = qU/2 = q^2/2E = CU^2/2. \quad (6.21)$$

Об'ємна щільність енергії електричного поля:

$$\omega_{эл} = \epsilon_r \epsilon_0 E^2/2. \quad (6.22)$$

Щільність струму :

$$J = qnv, \quad (6.23)$$

де q і n - заряд і концентрація носіїв струму
 v - середня швидкість їх направлено руху.

Щільність струму у електроліті:

$$J = qn(b_+ + b_-)E, \quad (6.24)$$

де b_+ і b_- - рухливості іонів відповідних знаків
 E – напруженість електричного поля.

Залежність термоелектрорушійної сили від різниці температур спайів:

$$\epsilon_T = \beta \nabla T, \quad (6.25)$$

де β - коефіцієнт, рівний термо-ЕРС при $\nabla T = 1K$.

Залежність питомого опору напівпровідника від температури:

$$\rho = \rho_0 e \nabla^{E_3/(2kT)}, \quad (6.26)$$

де E_z – ширина забороненої зони;

ρ_0 - коефіцієнт пропорційності, що має розмірність питомого опору;

k - постійна Больцмана.

Інтенсивність хвилі (щільність потоку енергії):

$$I = \omega_p \nu, \quad (6.27)$$

$$(6.28)$$

де ρ - щільність речовини.

Частота коливань, що сприймається спостерігачем (ефект Доплера):

$$\nu' = \nu \pm v_n / \nu \pm v_n \nu, \quad (6.29)$$

де v_n і v_n - швидкості спостерігача і джерела пружної хвилі щодо середовища

ν - швидкість розповсюдження хвилі у цьому середовищі

ν - частота коливання.

де ω_p - об'ємна щільність енергії коливального руху

ν - швидкість хвилі.

Об'ємна щільність енергії пружної хвилі, що розповсюджується у речовині:

$$\omega_p = \rho A^2 \omega^2 / 2$$

Верхні знаки у (6.29) відповідають стрічному руху спостерігача і джерела, нижні – рухові у протилежні сторони.

Доплерівське зрушення частоти:

$$V_d = 2v_0 / \nu \nu, \quad (6.30)$$

де v_0 - швидкість рухомого тіла

V - швидкість хвилі (ультразвуку).

Формула одержана у припущенні $V \gg v_0$.

Зв'язок інтенсивності звуку і звукового тиску для плоскої хвилі:

$$I = p^2 / 2\rho\nu, \quad (6.31)$$

де ρ - щільність середовища, у якому розповсюджується звук

υ - його швидкість.

Бел (Б) у загальному випадку - одиниця логарифмічної відносної величини (логарифма відношення двох однойменних фізичних величин). Так, наприклад:

$$L_B = \lg \frac{I}{I_0}, I = 10^{L_B} I_0, \quad (6.32)$$

де L_B - виражений в белах рівень інтенсивності I звуку відносно I_0 , прийнятого за початковий рівень шкали, або в децибелах (дБ):

$$L_{дБ} = 10 \lg \frac{I}{I_0}, I = 10^{L_{дБ}/10} I_0 \quad (6.33)$$

з (6.31) і (6.32) витікає, що

$$\lg \frac{I}{I_0} = \lg \frac{p^2}{p_0^2} = 2 \lg \frac{p}{p_0}. \quad (6.34)$$

Вважають, що шкала гучності (E) та рівня інтенсивності звуку (L) співпадають на частоті 1 кГц:

$$E_B = L_B = \lg \frac{I}{I_0} \quad (6.35)$$

або у фонах

$$E_{ф} = L_{дБ} = 10 \lg \frac{I}{I_0} \quad (6.36)$$

Коефіцієнт проникнення звуку при переході із одного середовища до іншого визначається за формулою Релея:

$$\beta = 4 \frac{\frac{\upsilon_1 \rho_1}{\upsilon_2 \rho_2}}{\left(\frac{\upsilon_1 \rho_1}{\upsilon_2 \rho_2} + 1 \right)^2}, \quad (6.37)$$

де υ_1 і υ_2 - швидкості у відповідних середовищах

ρ_1 і ρ_2 – величини щільності середовищ

$\upsilon_1 \rho_1$ і $\upsilon_2 \rho_2$ - хвильовий опір середовищ.

Коефіцієнт віддзеркалення звуку r при переході із одного середовища до іншого:

$$r = \left[\frac{\upsilon_2 \rho_2 - \upsilon_1 \rho_1}{\upsilon_2 \rho_2 + \upsilon_1 \rho_1} \right]^2. \quad (6.38)$$

Приклад вирішення задачі

Довжина слухового проходу у людини дорівнює 2,5 см. Знайти частоту акустичного резонансу.

Задано:

$$L = 2,5 \text{ см} = 0,025 \text{ м}$$

Знайти:

$$\nu = ?$$

Рішення

Резонанс наступить у тому випадку, коли довжина звукової хвилі дорівнюватиме довжині слухового проходу, тобто $L = \lambda$:

$$\lambda = \nu / \nu \quad \text{звідси} \quad \nu = \nu / \lambda$$

Швидкість розповсюдження звуку у повітрі $\nu = 340 \text{ м/с}$, а це означає, що

$$\nu = \frac{340}{0,025} = 13600 \text{ (Гц)},$$

$$[\nu] = \frac{\text{м/с}}{\text{м}} = \frac{1}{\text{с}} = \text{Гц}$$

Відповідь: частота акустичного резонансу дорівнює 13600 Гц.

Контрольні завдання

1. Чому при ультразвуковій терапії необхідно уникати повітряного прошарку між випромінювачем ультразвуку і опромінюваною ділянкою тіла?
2. Знайти інтенсивність звукової хвилі на порозі чутності $2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$, якщо щільність середовища 29 г/см^3 , швидкість звуку 330 м/с .
3. Розрахувати повний опір людини на частоті 50 Гц , якщо активний опір 70 кОм , а ємність 20 пФ .

4. Чи зможе пасажир потягу, що йде зі швидкістю 54 км/год, поррахувати вагони стрічного потягу, швидкість якого 30 км/год, якщо зорове враження зберігається протягом 0,1 с. Довжину вагону вважати рівною 20 м.
5. З яким прискоренням рухається вагон, якщо кулька, підвішена вертикально до стелі вагону, відхиляється на кут 45° по вертикалі?
6. Визначити потужність людини у стрибку на 30 см за 0,1 с масою 90 кг
7. Відомо, що людське вухо сприймає пружні хвилі в інтервалі частот від $\nu_1=20$ Гц до $\nu_2=20$ кГц. Яким довжинам хвиль відповідає цей інтервал у повітрі? у воді? Швидкості звуку у повітрі і воді, відповідно, дорівнюють $\nu_1=340$ м/с і $\nu_2=1400$ м/с.
8. Згідно Боровській моделі атома водню, електрон рухається навколо ядра по круговій орбіті радіусу $0,53 \cdot 10^{-10}$ м. Чому дорівнює напруженість електричного поля і електричний потенціал в точці знаходження електрона?
9. Який максимальний момент сили діє в електричному полі з напруженістю $E=20$ кВ/м на молекулу води $p=3,7 \cdot 10^{-29}$ Кл·м?
10. У електричному полі точкового заряду $q=0,3$ нКл на відстані $x=1$ м від нього знаходиться диполь з $p=2 \cdot 10^{-28}$ Кл·м. Знайти максимальний момент сили, що діє на диполь у вакуумі.
11. Людське вухо сприймає пружні хвилі в інтервалі частот від $\nu_1=20$ Гц до $\nu_2=20$ кГц. Яким довжинам хвиль відповідає цей інтервал у повітрі? Швидкість звуку у повітрі 340 м/с.
12. Людське вухо сприймає пружні хвилі в інтервалі частот від $\nu_1=20$ Гц до $\nu_2=20$ кГц. Яким довжинам хвиль відповідає цей інтервал у воді? Швидкість звуку у воді 1400 м/с.
13. Два звуки однакової частоти $\nu_1=1$ кГц відрізняються за гучністю на $\Delta E=20$ фон. У скільки разів відрізняються їх інтенсивності?
14. Два звуки однакової частоти відрізняються за інтенсивністю на $\Delta L=30$ дБ. Знайдіть відношення амплітуд звукового тиску.
15. Нормальна розмова людини оцінюється рівнем гучності звуку $E_1=50$ фон (для частоти $\nu_1=1$ кГц). Визначити рівень гучності звуку, що відповідає трьом

людям, які говорять одночасно.

16. Два звуки однакової частоти $\nu_1=1000$ Гц відрізняються за гучністю на $\Delta E=1$ фон. У скільки разів відрізняються їх інтенсивності?

17. Визначити інтенсивності звуків з частотами $\nu_1=100$ Гц $\nu_2=500$ Гц $\nu_3=1000$ Гц, якщо рівень гучності звуків однаковий і дорівнює $E_1=40$ фон.

БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА.

ПЕРЕЗАВАНТАЖЕННЯ І НЕВАГОМІСТЬ, ТЕПЛОТА

При прискореному русі системи можуть виникнути особливі стани, що називаються перевантаженнями і невагомістю.

Для біологічних об'єктів невагомість – незвичайний стан, хоча і в буденному житті зустрічаються короточасні періоди часткової невагомості: стрибки, гойдалки, початок руху вниз швидкісного ліфта і т.п.

Потік випромінювання, що випускається 1 м^2 поверхні, називають *енергетичним випромінюванням* R_e . Воно виражається у ватах на квадратний метр ($\text{Вт}/\text{м}^2$).

Нагріте тіло випромінює електромагнітні хвилі різної довжини хвилі. Виділимо невеликий інтервал довжин хвиль від λ до $\lambda + d\lambda$. Енергетичне випромінювання, відповідне цьому інтервалу, пропорційне ширині інтервалу:

$$dR_\lambda = r_\lambda d\lambda, \quad (6.39)$$

де r_λ – спектральна щільність енергетичного випромінювання тіла, що дорівнює відношенню енергетичного випромінювання вузької ділянки спектру до ширини цієї ж ділянки, $\text{Вт}/\text{м}$.

Залежність спектральної щільності енергетичного випромінювання від довжини хвилі називають **спектром випромінювання** тіла.

Здатність тіла поглинати енергію випромінювання характеризують **коефіцієнтом поглинання**, що дорівнює відношенню потоку випромінювання, що поглинається тілом, до потоку випромінювання, що падає на нього:

$$\alpha = \Phi_{\text{погл}}/\Phi_{\text{пад}}. \quad (6.40)$$

Тіло, коефіцієнт поглинання якого рівний одиниці для всіх частот, називають чорним.

Тіло, коефіцієнт поглинання якого менший одиниці і не залежить від довжини хвилі світла, що падає на нього, називають сірим.

Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування і випромінювання (поглинання).

$\delta = \alpha\sigma$ – приведений коефіцієнт випромінювання.

$Re = \delta T^4$ - закон Стефана - Больцмана.

Застосуємо закон Стефана-Больцмана до нерівноважного випромінювання, до якого, зокрема, відноситься випромінювання тіла людини.

Якщо роздягнена людина, поверхня тіла якого має температуру T_1 , знаходиться у кімнаті з температурою T_0 , то його втрати випромінюванням можуть бути обчислені таким чином. Людина випромінює зі всієї відкритої поверхні тіла площі S потужність $P_1 = S\delta T_1^4$. Одночасно людина поглинає частину випромінювання, що потрапляє від предметів кімнати, стін, стелі і т.п. Якби поверхня тіла людини мала температуру, рівну температурі повітря у кімнаті, то випромінювані потужності, що поглинаються, були б однакові і рівні:

$$P_0 = S\delta T_0^4, \quad (6.41)$$

Така ж потужність поглинатиметься тілом людини і при інших температурах поверхні тіла. На підставі двох останніх рівнянь одержуємо потужність, що втрачається людиною при взаємодії з навколишнім середовищем за допомогою випромінювання:

$$P = P_1 - P_0 = S\delta (T_1^4 - T_0^4). \quad (6.42)$$

Для одягненої людини під T_1 слід розуміти температуру поверхні одягу. Приведемо кількісний приклад, що пояснює роль одягу.

При температурі навколишнього середовища 18°C (291 K) роздягнена людина, температура поверхні шкіри якої 33°C (306 K), втрачає щомиті за допомогою випромінювання з площі $1,5\text{ м}^2$ енергію:

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} (306^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 122 \text{ Дж/с.} \quad (6.43)$$

При тій же температурі навколишнього середовища у бавовняному одязі, температура поверхні якої 24°C (297 K), щомиті втрачається за допомогою випромінювання енергія:

$$P_{\text{од}} = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} (297^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 37 \text{ Дж/с.} \quad (6.44)$$

Сила світла I - характеристика джерела світла – виражається у *канделах* (кд).

Кандела – сила світла, що спускається поверхнею площі $1/600000\text{ м}^2$ повного випромінювача у перпендикулярному напрямі при температурі випромінювача, рівній температурі твердіння платини, та тиску $101\,325\text{ Па}$.

Світловим потоком Φ називають середню потужність випромінювання, що оцінюється по світловому відчуттю, яке вона створює.

Одиницею світлового потоку є *люмен* (лм). **Люмен** – світловий потік, що випромінюється точковим джерелом у тілесному куті 1 ср при силі світла 1 кд .

Світимістю називають величину, яка рівна відношенню світлового потоку, що спускається поверхнею, до площі цієї поверхні:

$$R = \Phi_{\text{випр}}/S. \quad (6.45)$$

Для оцінки випромінювання або віддзеркалення світла у заданому напрямі вводять світлову величину, що називається *яскравістю*. Яскравість визначають як відношення сили світла dI елементарної поверхні dS у заданому до проекції поверхні на площину, перпендикулярну цьому напрямку:

$$L = \frac{dI}{dS_0} = \frac{dI}{dS \cos \alpha}, \quad (6.46)$$

де α - кут між перпендикуляром до поверхні, що світиться, і заданим напрямом.

Одиниця яскравості – *кандела на квадратний метр* (кд/м²). Світловий еталон за сформульованих вище умов відповідає яскравості $6 \cdot 10^5$ кд/м².

Джерела, яскравість яких однакова в усіх напрямках, називають *ламбертовськими*; строго кажучи, таким джерелом є тільки чорне тіло.

Освітленість називають величину, що дорівнює відношенню потоку, падаючого на дану поверхню, до площі цієї поверхні:

$$E = \Phi_{\text{пад}}/S. \quad (6.47)$$

Приклад вирішення задачі:

Нехай людина знаходиться у кабіні ліфта (у ракеті), який піднімається угору з прискоренням a . На людину діє сила тяжіння mg і сила реакції опори N . За другим законом Ньютона:

$$N + mg = ma$$

або у скалярній формі, з урахуванням напрямку сил:

$$N - mg = ma, \quad N = m(g + a).$$

У цьому випадку сила реакції опори більша сили тяжіння ($N > mg$) і виникають перевантаження. Так, якщо $a = g$, то $N = 2mg$ (двократне перевантаження), якщо $a = 2g$, то $N = 3mg$ (триразове перевантаження), і т.д. Перевантаження виражається відношенням :

$$\eta = N/(mg).$$

Контрольні завдання

1. Чому, стоячи спиною до стіни, неможливо, не згинаючи ніг, підняти предмет, розташований перед нами на підлозі?

2. Чому, у медичних термометрах використовується ртуть, а не спирт або воду?
3. При дуже інтенсивних фізичних навантаженнях температура тіла людини може збільшитися до $38-39^{\circ}\text{C}$. Чим обумовлено це явище?
4. Розрахувати електропровідність крові, якщо питомий опір крові дорівнює $0,55 \text{ Ом}\cdot\text{м}$.
5. Розрахувати кількість теплоти, яка виділяється при прогріванні тканин високочастотними коливаннями, якщо питомий опір тканини $33,3 \text{ Ом}\cdot\text{м}$, а щільність струму $0,1 \text{ мА}/\text{см}^2$.
6. Визначити щільність крові, якщо в'язкість визначена за методом Стокса і складає $600 \text{ Па}\cdot\text{с}$, радіус падаючої кульки 5 мкм , її щільність $2\cdot 10^3 \text{ кг}/\text{м}^3$, швидкість падіння $2 \text{ м}/\text{с}$.
7. При якій температурі енергетичне випромінювання чорного тіла $Re=500 \text{ Вт}/\text{м}^2$?
8. Чому у країнах з жарким кліматом мешканці носять ватяні стьогані халати?
9. На скільки збільшилася температура тіла людини, якщо потік випромінювання з поверхні тіла зріс на 4% ? Початкова температура тіла дорівнює 35°C .
10. Тілом масою у 60 кг , протягом бгод була поглинена енергія $E=1 \text{ Дж}$. Знайти поглинену дозу випромінювання.

Контрольні питання

1. Структура води, її аномалії.
2. Механічна робота людини. Ергометрія.
3. Перевантаження і невагомість.
4. Моделі кровообігу.
5. Електричні явища, пов'язані з мембранами живих клітин.
6. Визначення швидкості кровотоку.
7. Штучні мембрани.

8. Магнітні властивості тканин організму.
9. Склад і моделі мембран.
10. Магнітобіологія.
11. Застосування електронного парамагнітного резонансу у біології і медицині.
12. Радіотелеметрія.
13. Рентгеноструктурний аналіз.
14. Голографія, застосування у медицині.
15. Ядерний магнітний резонанс і його застосування.
16. Оптична система ока.
17. Інфрачервоне випромінювання і його застосування у медицині.
18. Ультрафіолетове випромінювання і його застосування у медицині.
19. Лазери і їх застосування у біології і медицині.
20. Тепловіддача організму. Термографія.
21. Фізіологічна і лікувальна дія магнітного поля. Магнітотерапія.
22. Гальванізація і електрофорез.
23. Акустовібротерапія.
24. Біофізичні основи електрокардіографії.
25. Застосування електричних полів у медицині. Електросон.
26. УВЧ-терапія.
27. Застосування струмів високої, надвисокої і ультразвукової частот у медицині.
Дарсонвалізація.
28. Ультразвук і його застосування в медицині.
29. Повний опір організму людини, імпеданс.
30. Рентгенівське випромінювання, його застосування і дозування.

ПИТАННЯ ДРУГОГО МОДУЛЯ

До пристроїв з'яому відносять:

датчики

електроди

підсилювачі

реєстратори

Для отримання інформації про об'єкт необхідно:

пристрій з'яому

підсилювач

реєструючий прилад

передавач

Пристрої з'яому медичної інформації забезпечують отримання сигналів, пов'язаних з:

явищами природи

неживими тілами

явищами, що відбуваються у живих організмах

явищами у твердих тілах

Електроди застосовують для з'яому сигналів, які є:

електричними величинами

неелектричними величинами

магнітними величинами

оптичними величинами

Датчики застосовують для з'яому сигналів, які є:

електричними величинами

неелектричними величинами

магнітними величинами

оптичними величинами

Датчики поділяються на:

параметричні і індукційні

біокеровані і індукційні

енергетичні і біокеровані

активні і пасивні

Електроди за призначенням поділяються на:

плоскі, голчаті і багатоточкові

металеві, вугільні і скляні

поверхневі і вколюючі

одноразові, тривалого застосування, динамічні і екстрені

Електроди за матеріалом поділяються на:

плоскі, голчаті і багатоточкові

металеві, вугільні і скляні

поверхневі і вколюючі

одноразові, тривалого застосування, динамічні і екстрені

Електроди за місцем розташування поділяються на:

плоскі, голчаті і багатоточкові

металеві, вугільні і скляні

поверхневі і вколюючі

одноразові, тривалого застосування, динамічні і екстрені

Електроди за конструкцією поділяються на:

плоскі, голчаті і багатоточкові

металеві, вугільні і скляні

поверхневі і вколюючі

одноразові, тривалого застосування, динамічні і екстрені

Датчики, у яких під дією вимірюваного сигналу генеруються напруга або струм, називаються:

активні

пасивні

енергетичні

параметричні

Датчики, у яких під дією вимірюваного сигналу змінюється який-небудь параметр, називаються:

активні

пасивні

енергетичні

індукційні

Датчики, у яких під дією вимірюваного сигналу змінюється потік енергії, називаються:

активні

пасивні

енергетичні

параметричні

Пристрої відображення дозволяють представляти інформацію:

тимчасово

тривалий час

немає правильної відповіді

у перебігу декількох секунд

Пристрої реєстрації дозволяють представляти інформацію:

тимчасово

тривалий час

немає правильної відповіді

протягом декількох секунд

Пристрої відображення і реєстрації медичної інформації діляться на:

показуючі, світлопроменеві, реєструючі, самописці

цифродрукуючі цифрові

електронно-променева трубка, магнітний запис

аналогові, дискретні і комбіновані

До аналогових реєструючих пристроїв відносять:

показуючі, світлопроменеві, реєструючі, самописці

цифродрукуючі цифрові

електронно-променева трубка, магнітний запис

аналогові, дискретні і комбіновані

До дискретних реєструючих пристроїв відносять:

показуючі, світлопроменеві, реєструючі, самописці

цифродрукуючі цифрові

електронно-променева трубка, магнітний запис

аналогові, дискретні і комбіновані

До комбінованих реєструючих пристроїв відносять:

показуючі, світлопроменеві, реєструючі, самописці

цифродрукуючі цифрові

електронно-променева трубка, магнітний запис

аналогові, дискретні і комбіновані

До енергетичних датчиків відносять:

термопари, тензодатчики, індукційні, напівпровідникові
фотоелектричні, рентгенівські, ультразвукові
ємнісні, індукційні, резистивні
фізичні, хімічні, механічні

До біокерованих активних датчиків відносять:

термопари, тензодатчики, індукційні, напівпровідникові
фотоелектричні, рентгенівські, ультразвукові
ємнісні, індукційні, резистивні
фізичні, хімічні, механічні

До біокерованих пасивних датчиків відносять:

термопари, тензодатчики, індукційні, напівпровідникові
фотоелектричні, рентгенівські, ультразвукові
ємнісні, індукційні, резистивні
фізичні, хімічні, механічні

Чутливість – це:

зміна вихідного сигналу при зміні вхідного на одиницю

мінімальне значення вхідного сигналу, який можна зареєструвати за допомогою датчика

різниця між вимірним і дійсним значеннями

діапазон неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення, величина, що реєструється датчиком без змін

Межа чутливості – це:

зміна вихідного сигналу при зміні вхідного на одиницю

мінімальне значення вхідного сигналу, який можна зареєструвати за допомогою датчика

різниця між вимірним і дійсним значеннями
діапазон неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення,
величина, що реєструється датчиком без змін

Динамічний діапазон – це:

зміна вихідного сигналу при зміні вхідного на одиницю

мінімальне значення вхідного сигналу, який можна зареєструвати за допомогою
датчика

різниця між вимірним і дійсним значеннями

діапазон неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення,
величина, що реєструється датчиком без змін

Похибка – це:

зміна вихідного сигналу при зміні вхідного на одиницю

мінімальне значення вхідного сигналу, який можна зареєструвати за допомогою
датчика

різниця між вимірним і дійсним значеннями

діапазон неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення,
величина, що реєструється датчиком без змін

Джерела світла бувають:

хімічні

фізичні

біологічні

механічні

До хімічних джерел світла відносяться:

розжарені тіла

свічення гнилиць

свічення білого фосфору

СВІТЛЯКИ

До фізичних джерел світла відносяться:

розжарені тіла

свічення гнилиць

свічення білого фосфору

світляки

До біологічних джерел світла відносяться:

розжарені тіла

свічення гнилиць

свічення білого фосфору

світляки

Однорідним називається середовище, в усіх точках якого швидкість розповсюдження світла:

різна

не залежить від часу

однакова

залежить від властивостей середовища

Межею двох середовищ називається поверхня, що розділяє:

два однорідні середовища

два неоднорідні середовища

два паралельні середовища

два перпендикулярні середовища

Кут заломлення – це кут між:

падаючим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

заломленим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

падаючим променем, відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

Кут падіння – це кут між:

падаючим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

заломленим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

падаючим променем, відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

Кут віддзеркалення – це кут між:

падаючим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

заломленим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

падаючим променем, відбитим променем і перпендикуляром, поставленим на межі двох середовищ у точці падіння

Кут падіння вимірюється у :

радіанах

градусах Цельсія

градусах

атмосферах

Відношення синуса кута падіння до синуса кута заломлення є:
показник заломлення другого середовища відносно першого
«1»

показник заломлення першого середовища відносно другого
величина постійна

Основні закони геометричної оптики:

розповсюдження теплової енергії

віддзеркалення світлового променя

заломлення світлового променя

падіння світлового променя

Повне внутрішнє віддзеркалення світла відбувається при:

збільшенні кута віддзеркалення більше ніж на 90^0

при куті віддзеркалення, що дорівнює 90^0

при віддзеркаленні падаючого променя у перше середовище

куті віддзеркалення меншого 90^0

Оптичний прилад, заснований на явищі повного внутрішнього віддзеркалення світла називається:

спектрометр

спірометр

рефрактометр

реограф

Лінзою називається прозоре тіло, обмежене:

паралельними площинами

перпендикулярними площинами

сферичними площинами

випуклими площинами

Пряма, що проходить через центри сферичних поверхонь називається:

оптичною віссю

заломлюючою

головною оптичною віссю

фокальною

Будь-яка пряма, що проходить через оптичний центр лінзи називається:

оптичною віссю

заломлюючою

головною оптичною віссю

фокальною

Площина, у якій відбувається заломлення у лінзі, називається:

оптичною віссю

заломлюючою

головною оптичною віссю

фокальною

Точка перетину головної оптичної вісі із заломлюючою площиною називається:

оптичним центром

головним фокусом

побічним фокусом

уявним фокусом

Точка перетину оптичної вісі з фокальною площиною називається:

оптичним центром

головним фокусом
побічним фокусом
уявним фокусом

Точка перетину променів після заломлення у лінзі називається:

оптичним центром
головним фокусом
побічним фокусом
уявним фокусом

Точка перетину продовження променів після заломлення у лінзі називається:

оптичним центром
головним фокусом
побічним фокусом
уявним фокусом

Якщо після заломлення у лінзі промені збираються в одній крапці, то така лінза називається:

плоскою
збираючою
розсіюючою
тонкою

Якщо після заломлення промені розсіюються, і в уявному фокусі збирається продовження цих променів, то така лінза називається:

плоскою
збираючою
розсіюючою
тонкою

Якщо товщина лінзи мала у порівнянні з радіусом сферичних поверхонь, що обмежують лінзу, то така лінза називається:

плоскою

збираючою

розсіюючою

тонкою

Оптичною силою лінзи називається:

відстань від оптичного центру до головного фокусу

величина, зворотна фокусній відстані

оптична сила при одиничній фокусній відстані

величина, прямо пропорційна фокусній відстані

Фокусною відстанню лінзи називається:

відстань від оптичного центру до головного фокусу

величина, зворотна фокусній відстані

оптична сила при одиничній фокусній відстані

величина, прямо пропорційна фокусній відстані

Діоптрією називається:

відстань від оптичного центру до головного фокусу

величина, зворотна фокусній відстані

оптична сила при одиничній фокусній відстані

величина, прямо пропорційна фокусній відстані

Мікроскоп – це пристрій для:

вимірювання розмірів об'єктів

спостереження об'єктів, не видимих озброєним оком

дослідження об'єктів

вимірювання відстаней

У механічну частину мікроскопа не входять:

окуляр

об'єктив

предметний столик і основа

револьвер з об'єктивами

У оптичну частину мікроскопа не входять:

окуляр

об'єктив

предметний столик і основа

револьвер з об'єктивами

Дзеркало і знімний фільтр є частиною:

механічної системи

освітлювальної системи

наглядової системи

геометричної системи

Окуляр і об'єктив є частиною:

механічної системи

освітлювальної системи

наглядової системи

геометричної системи

Мікроскоп дає зображення:

уявне, збільшене і пряме

дійсне, збільшене і перевернуте

дійсне, збільшене і пряме

уявне, збільшене і перевернуте

Відстань найкращого зору:

25 см

30 см

35 см

20 см

Оптична сила лінзи вимірюється у:

Ньютонах

градусах

радianaх

діоптріях

До оптичної системи ока не відносять:

рогівку

кришталік

ниткоподібне тіло

жовту пляму

Зорова вісь ока проходить через:

центр рогівки

центр жовтої плями

центри кришталіка і жовтої плями

центр сітківки

Пристосування ока до чіткого бачення видалених предметів називається:

аберація

астигматизм

акомодація

міопія

За норму гостроти зору приймається:

«2»

«1»

«0»

немає правильної відповіді

Чутливим елементом у спірографі «Сфера-4» є датчик:

крові

вимірювання біопотенціалів

тиску

температури

Спірометрія – це метод дослідження:

повного опору тканин і органів

оптичної системи ока

характеристик дихання

температури тіла

Чим обмежена можливість спостереження мікрооб'єктів у мікроскопі:

розмірами мікроскопа

розмірами об'єкту

дозволяючою здатністю мікроскопа

розмірами окуляра

Для вимірювання роботи людини застосовують:

рефрактометри

спірографи

реографи

ергометри

ЛІТЕРАТУРА

1. Небеснюк О.Ю., Ніконова З.А. Конспект лекцій “Біофізика” – ЗДІА, 2003 р.
2. Небеснюк О.Ю., Ніконова З.А., Максименюк О.В. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни “Біофізика” . – ЗДІА, 2003 р.
3. Небеснюк О.Ю., Ніконова З.А. Методичні вказівки до контрольних робіт з дисципліни “Біофізика” . – ЗДІА, 2003 р.
4. Небеснюк О.Ю., Ніконова З.А. Методичні вказівки до РГР з дисципліни “Біофізика” . – ЗДІА, 2003 р.
5. Волькенштейн М.В. Биофизика.- М.: Наука, 1981.- 575 с.
6. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высш.школа, 1999-616 с.
7. Пасынков Общая физиотерапия. – Медицина, 1976.

Додаткова література

8. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека К.: Наук. Думка, 1989.-223 с.
9. Мачихин Ю.А. Инженерная реология. - М.: Легкая пром-сть, 1981.-211 с.
10. Хмельницкий Р.А. Современные методы исследования. -М.: Высш.школа, 1981.-256 с.
11. Улашин В.С. Новые методы и методики физической терапии. - Минск, 1986.-172 с.
12. Аккерман Ю. Биофизика. М.: Мир, 1969.- 684 с.
13. Андрианов В.В., Бадиков В.И. Физиология функциональных систем. Иркутск. 1997.- 514 с.
14. Антомонов Ю.Г. Моделирование биологических систем. Киев.: Наукова думка. 1977.- 230 с.
15. Байер В. Биофизика. Москва. 1962.- 430 с.
16. Владимиров Ю.А.Биофизика. М.: Медицина.1983.- 272 с.
17. Губанов Н.И. Медицинская биофизика. М.: Медицина. 1976.- 312 с.

18. Жуковский В.Д. Медицинские электронные системы. М.: Медицина. 1978.- 335 с.
19. Ливенцев Н.М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина. 1974.- 335 с.
20. Рубин А.Б. Биофизика. Книга 1. Теоретическая биофизика. М.: Высшая школа. 1981.- 319 с.
21. Рубин А.Б. Биофизика. Книга 2. Биофизика клеточных процессов. М.: Высшая школа. 1987.- 303 с.
22. Тарусов Б.Н., Антонов В.Ф. Биофизика. М.: Высшая школа. 1968.- 467 с.
23. Артюхов В.Г., Шмелева Т.А. Биофизика. Воронеж. 1994.- 336 с.