

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
КРЕМЕНЧУЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ МИХАЙЛА ОСТРОГРАДСЬКОГО



МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ
ЩОДО ВИКОНАННЯ ПРАКТИЧНИХ РОБІТ
З НАВЧАЛЬНОЇ ДИСЦИПЛІНИ
«МЕДИЧНА АПАРАТУРА»
ДЛЯ СТУДЕНТІВ ДЕННОЇ ФОРМИ НАВЧАННЯ
ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 171 – «ЕЛЕКТРОНІКА»
ОСВІТНЬО-ПРОФЕСІЙНОЇ ПРОГРАМИ «ТЕХНОЛОГІЯ,
ОБЛАДНАННЯ ТА ВИРОБНИЦТВО ЕЛЕКТРОННОЇ ТЕХНІКИ»
ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ «БАКАЛАВР»

КРЕМЕНЧУК 2022

Методичні вказівки щодо виконання практичних робіт з навчальної дисципліни «Медична апаратура» для студентів денної форми навчання зі спеціальності 171 – «Електроніка» освітньо-професійної програми «Технологія, обладнання та виробництво електронної техніки» освітнього ступеня «Бакалавр»

Укладач к.т.н., доц. Д. В. Кухаренко

Рецензент к.т.н., доц. О. О. Юрко

Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки

Затверджено методичною радою Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського

Протокол № _____ від _____ 2022 року

Голова методичної ради

проф. В. В. Костін

ЗМІСТ

Вступ.....	4
1 Перелік практичних робіт.....	5
Практична робота № 1 Джерела живлення пристроїв БТМА	5
Практична робота № 2 Підсилювачі біопотенціалів та обробка біосигналів.....	11
Практична робота № 3 Визначення параметрів і похибок кардіосигналів.....	17
Практична робота № 4 Визначення параметрів фізичних полів апаратів інтроскопії.....	23
2 Критерії оцінювання знань студентів за 100-бальною системою	36
Список літератури	38

ВСТУП

У системі вищої освіти студентів денної форми навчання за спеціальністю 171 – «Електроніка» необхідно отримання знань і навичок для практичної діяльності при проведенні робіт з медичною апаратурою. Розвиток медичного приладобудування та застосування досягнень науки в медичній практиці розширює комплекс інженерних проблем, пов'язаних з проведенням як ефективних лікувальних процедур, так і медико-біологічних досліджень.

Для того щоб розібратися в усьому комплексі інженерних і медичних проблем, що пов'язані з проведенням лікування або експериментальних досліджень, необхідно добре знати фізичні основи та особливості конкретних методик, електричні та магнітні параметри органів і тканин, результати взаємодії біооб'єкта із зовнішніми полями та факторами впливу на організм. Тому, при вивченні дисципліни необхідно:

знати :

- умови взаємодії між людським організмом та приладами медичного та біотехнічного призначення;
- принципи роботи, головні технічні параметри та лікувальні ефекти, які забезпечуються медичними електронними апаратами;
- умови зберігання та утримання медичної електроніки;
- обладнання та технології виконання робіт щодо діагностики стану та ремонту електронної апаратури біотехнічного та медичного призначення;

вміти :

- підготувати прилади або апарати біотехнічного та медичного призначення для здійснення досліджень або лікувальних впливів;
- користуючись приладами медичного призначення, здійснити прості дослідження, лікувальні процедури;
- встановити працездатність приладу для виконання діагностичного дослідження або лікувальних маніпуляцій.

ПЕРЕЛІК ПРАКТИЧНИХ РОБІТ

Практична робота № 1

Тема. Джерела живлення пристроїв БТМА

Мета: на прикладах розв'язання задач з розрахунку схем більш повно ознайомити студентів з роботою джерел живлення пристроїв БТМА.

Короткі теоретичні відомості

Будь-яка електронна схема для нормального функціонування потребує джерела електричної енергії у вигляді джерела постійних напруг (струмів) із заданими параметрами:

- напругою (характеризується номінальною величиною, допустимими відхиленнями, величиною пульсацій);
- струмом (характеризується номінальною величиною та величиною максимально допустимого струму);
- потужністю (номінальною та максимально допустимою);
- коефіцієнтом корисної дії.

Реалізація функції джерела живлення потребує: зменшення (або збільшення) амплітуди змінної напруги, реалізації гальванічної розв'язки, перетворення змінної напруги на постійну, підтримання постійної величини живильних напруг при зміні амплітуди вхідної напруги.

Трансформатор визначає загальну ефективність джерела живлення. Випрямляч – схема однобічного обмеження, що перетворює сигнал змінного струму на вихідний сигнал постійного (пульсуючого) струму. Випрямляч використовує нелінійні властивості діода – різний внутрішній опір при різних напругах на ньому. У найпростішому випадку при прямому та зворотному зміщенні діода:

$$U_{\text{âëð.îð.}} = \frac{r_{\text{ä.îð.}} \cdot R_i}{r_{\text{ä.îð.}} + R_i} U_{\text{âð}}, \quad U_{\text{âëð.çâîð.}} = \frac{r_{\text{ä.çâîð.}} \cdot R_i}{r_{\text{ä.çâîð.}} + R_i} U_{\text{âð}}.$$

У випадку однонапівперіодного випрямляча (послідовного діодного обмежувача напруги з нульовим зміщенням) струм у навантаженні з'явиться тільки після перевищення вхідної напруги рівня 0,7 В (в ідеальному випадку для кремнієвих діодів). У таких випрямлячах енергія вхідного сигналу використовується не повністю, оскільки один напівперіод вхідного сигналу не бере участі у формуванні вихідного сигналу.

При використанні двонапівперіодного випрямляча необхідно використовувати дві вхідні напруги зсунуті по фазі на 180° . Це забезпечується використанням двох зустрічно ввімкнених вихідних обмоток трансформатора або використанням мостового випрямляча. Частота напруги на виході однонапівперіодного випрямляча складає 50 Гц, двонапівперіодного – 100 Гц. Для розв'язання завдання двонапівперіодного випрямляча, який працює без зустрічно ввімкнених обмоток трансформатора, створено схему мостового діодного випрямляча. Цей вид діодної схеми являє собою чотири однонапівперіодних випрямляча, що працюють на загальне навантаження. Сумарний струм навантаження в такому випрямлячі:

$$I_H = I_{VD1VD4} + I_{VD2VD3}.$$

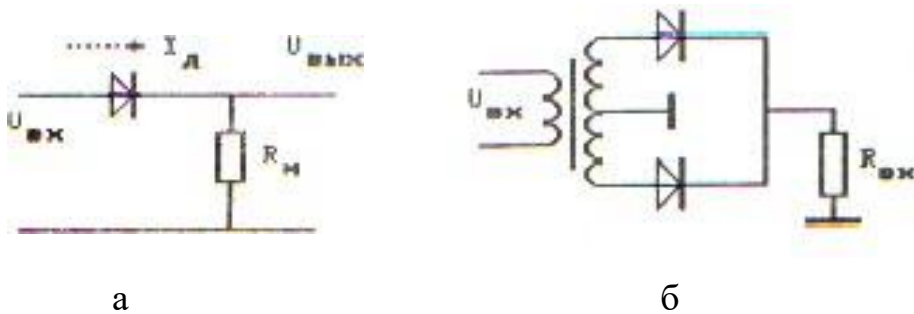


Рисунок 1 – Однонапівперіодний (а) та двонапівперіодний (б) випрямляч

Основним завданням зв'язки випрямляч-фільтр-навантаження є забезпечення на навантаженні постійної напруги заданої величини з мінімальною амплітудою пульсацій. Якщо напруга на вході випрямляча більша за напругу на його виході – діод зміщується у прямому напрямку та конденсатор фільтра заряджається струмом:

$$I = C \frac{dU_{\dot{a}\ddot{o}}}{dt} - \frac{U_{\dot{a}\ddot{o}}}{R_i}$$

При $U_{\text{вх}} - \Delta U > U_{\text{вих}}$ діод замкнений, а конденсатор фільтра розряджується через опір навантаження, виконуючи роль джерела постійної напруги. При цьому вихідна напруга змінюється за експонентою:

$$U_{\dot{a}\ddot{o}} = U_{\dot{a}\ddot{o}} \exp\left(-\frac{t}{R_i C_\phi}\right).$$

До нового акту заряду конденсатора при відкритому діоді вихідна напруга зменшується на величину ΔU , яку називають напругою або коефіцієнтом пульсації:

$$K = \Delta U \cdot \frac{\sqrt{3}}{2} \cdot U_{\text{вх}}$$

Цей коефіцієнт характеризує величину пульсації відносно діючого значення вхідної змінної напруги, визначаючи усереднену величину вихідної напруги, яка дорівнює амплітудному значенню змінної напруги без половини напруги пульсації. Коефіцієнт пульсації наявний в усіх схемах живлення, але величина його повинна бути якомога меншою. Це можливо у двох випадках:

- при збільшенні частоти вхідної напруги (до нескінченності в ідеальному випадку) $\frac{1}{R_n C_\phi} < \omega$;
- при збільшенні величини фільтруючого конденсатора або опору навантаження (до нескінченності в ідеальному випадку).

Збільшити у два рази частоту пульсуючої випрямленої напруги при незмінній частоті вхідного сигналу можна, використовуючи двонапівперіодний випрямляч. Використання таких випрямлячів у мостовому виконанні є найбільш популярним і простим розв'язанням заданої проблеми.

Приклади розв'язання задач

Задача 1

Розрахувати згладжувальний фільтр мостової 1-фазної схеми із частотою напруги $f = 50$ Гц випрямляча апарата для гальванізації та лікувального

электрофорезу «Поток – 1», якщо опір навантаження $R_H = 500$ Ом, ємність фільтрувального конденсатора $C_\phi = 20$ мкФ, коефіцієнт пульсації $K_{пвх} = 68$ %, напруга у навантаженні $U_H = 50$ В, кількість фаз для мостової однофазної схеми $m = 2$.

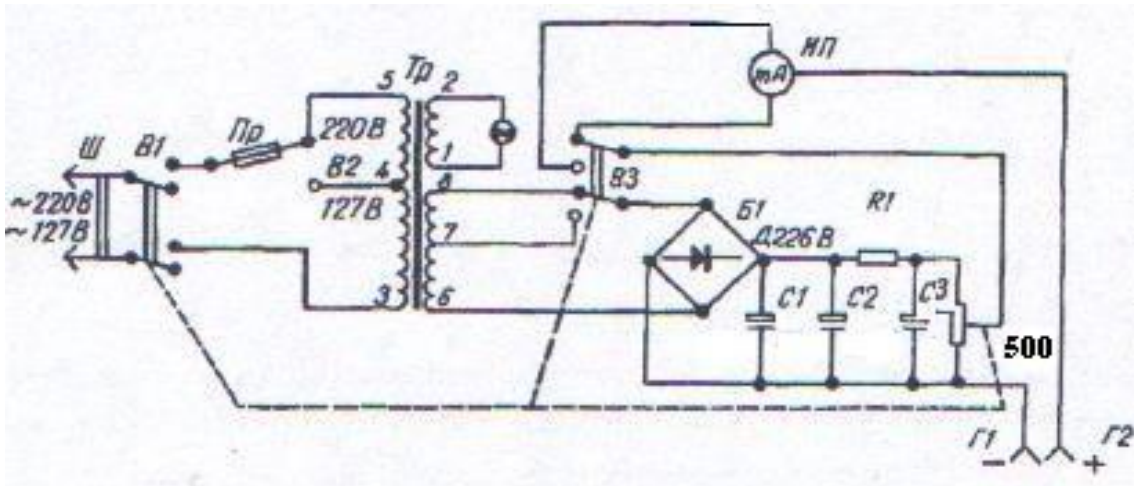


Рисунок 2 – Апарат для гальванізації та лікувального електрофорезу «Поток – 1»

Розв'язання

Визначимо коефіцієнт згладжування пульсацій:

$$K_{сп} = \frac{\hat{E}_{i\alpha\delta}}{\hat{E}_{i\alpha\delta\delta}} = \frac{68}{0,5} = 136,$$

де $K_{пвх}$ – коефіцієнт пульсації на виході, який визначається як:

$$K_{пвх} = \frac{U_{mn}}{U_H} = \frac{1}{2mCfR_H} = \frac{1}{2 \cdot 2 \cdot 20 \cdot 10^{-6} \cdot 50 \cdot 500} = 0,5, \text{ оскільки}$$

$$U_{mn} = \frac{U_H}{2mCfR_H} = \frac{50}{2 \cdot 2 \cdot 20 \cdot 10^{-6} \cdot 50 \cdot 500} = 25,$$

де U_{mn} – амплітудне значення змінної складової на навантаженні; U_H – значення постійної напруги на навантаженні; R_H – опір навантаження (може бути розрахований, якщо відоме значення $I_{H \text{ макс}}$).

Оскільки $K_{сп \text{ зб}} = \sqrt[n]{K_{сп}} = \sqrt[11,66]{136} = 11,66$ – коефіцієнт згладжування 1-ю ланкою, то кількість ланок дорівнює:

$$n = \frac{\lg \hat{E}_{\tilde{n}i}}{\lg \hat{E}_{\tilde{n}i\zeta a}} = \frac{\lg 136}{\lg 11,66} = 2.$$

Кількість ланок фільтра вибирають за значенням коефіцієнта згладжування пульсацій однієї ланки $K_{сп зв}$, який не рекомендують брати більшим за 25...40.

Задача 2

Знайти коефіцієнт згладжування пульсацій $K_{сп}$ загальний, коефіцієнт згладжування пульсацій однієї ланки $K_{сп зв}$ і кількість ланок Γ -подібного RC – фільтра приладу «Поток – 1», якщо частотою напруги $f = 50$ Гц, коефіцієнти пульсацій $K_{пвх} = 67\%$, $K_{пвих} = 0,5\%$, кількість фаз для мостової однофазної схеми $m = 2$.

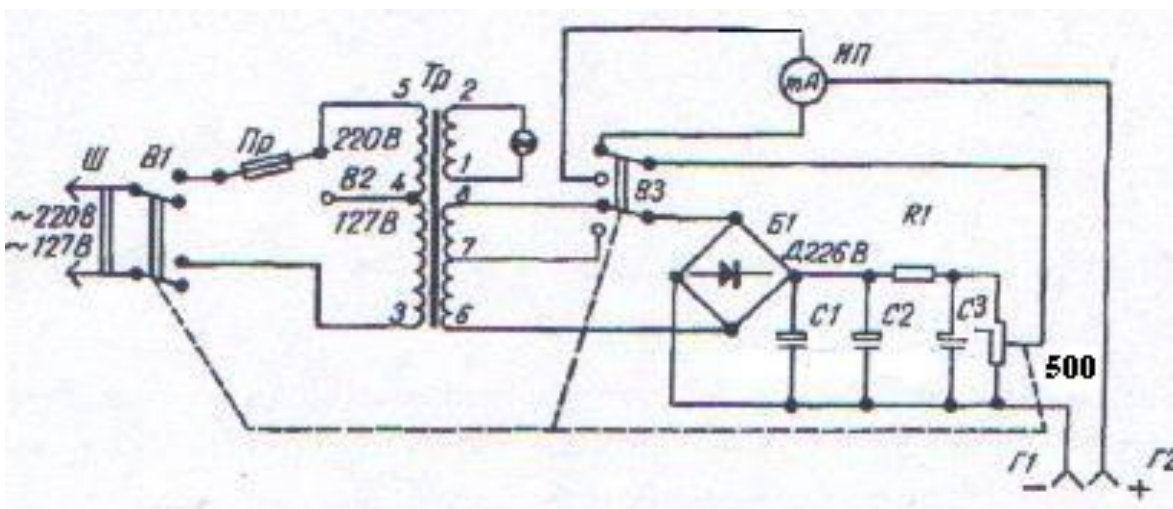


Рисунок 3 – Апарат для гальванізації та лікувального електрофорезу «Поток – 1»

Розв'язання

Визначимо коефіцієнт згладжування пульсацій:

$$\hat{E}_{\tilde{v}} = \frac{\hat{E}_{i\alpha\delta}}{\hat{E}_{i\alpha\delta}} = \frac{67}{0,5} = 134,$$

Визначимо коефіцієнт згладжування пульсацій однією ланкою фільтра та кількість ланок:

$$K_{сп зв} = \sqrt{\hat{E}_{\tilde{v}}} = \sqrt{134} = 11,58,$$

$$n = \frac{\lg \hat{E}_{\tilde{v}}}{\lg \hat{E}_{\tilde{v}\zeta\alpha}} = \frac{\lg 134}{\lg 11,58} = 2.$$

При великому $K_{ст}$ 1-ланковому фільтрі зростають втрати на резисторі, відповідно необхідно вибрати конденсатор великої ємності, що є небажаним.

Завдання до теми

1. Знайти величину максимальної постійної вихідної напруги $U_{вих\ макс}$ і коефіцієнт пульсації фільтра апарата для гальванізації „Поток – 1”, якщо вхідна напруга $U_{вх} = 12\text{ В}$, частота змінної напруги $f = 50\text{ Гц}$, опір навантаження $R_H = 3,3\text{ кОм}$, $R_1 = 220\text{ Ом}$, $C_{ф1} = C_{ф2} = 50\text{ мкФ}$.

2. Розрахувати параметричний стабілізатор напруги на напівпровідниковому стабілітроні, якщо напруга на вході $U_{вх} = 12\text{ В}$, величина опору навантаження $R_H = 4\text{ кОм}$, напруга на виході стабілізатора $U_{ст} = 8\text{ В}$.

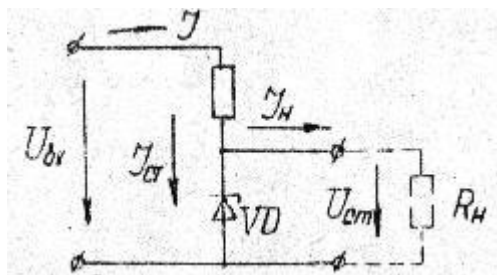


Рисунок 4 – Параметричний стабілізатор напруги на стабілітроні

3. Розрахувати Г-подібний RC-фільтр, якщо коефіцієнт пульсації на виході випрямляча $K_{пвих1} = 67\%$, коефіцієнт пульсації на виході фільтра $K_{пвих} = 2\%$, частота струму живильної мережі $f = 50\text{ Гц}$, струм навантаження $I_0 = 10\text{ мА}$, кратність пульсації $m_n = 2$, напруга $U_0 = 250\text{ В}$.

4. Розрахувати однофазну мостову схему випрямляча, який працює на ємність, якщо випрямлена напруга $U_0 = 500\text{ В}$, випрямлений струм $I_0 = 100\text{ мА}$, коефіцієнт пульсації $K_{п} = 15\%$, частота струму живильної мережі $f = 50\text{ Гц}$, випрямлена напруга $U_0 = 220\text{ В}$.

Контрольні питання

1. Електропровідність шкіри. Чим вона зумовлена?
2. Електропровідність різних типів тканин тіла людини. Їх величини.

3. Що таке переривчастий гальванічний струм?

4. У чому перевага застосування тиристора у схемах захисту від перенапруги на виході джерела живлення у напівпровідникових схемах БТМА порівняно зі стандартними схемами захисту?

5. Поясніть перевагу застосування двонапівперіодного випрямляча над однонапівперіодним у схемах пристроїв гальванізації та лікувального електрофорезу.

Література: [4, с. 41-112; 5, с. 65-213; 9, с. 27-283].

Практична робота № 2

Тема. Підсилювачі біопотенціалів та обробка біосигналів

Мета: на прикладах розв'язання задач навчитися визначати параметри схем біопідсилювачів і блоків обробки біосигналів.

Короткі теоретичні відомості

Більшість біосигналів мають малу амплітуду та потребують її збільшення спеціальними електронними підсилювачами. У медичних приладах використовують різні типи підсилювачів, які мають певне специфічне призначення. Ці прилади застосовують для підсилення біосигналів, температури, концентрації хімічних речовин та інших. Крім підсилення сигналу, підсилювач може виконувати частотну фільтрацію або нелінійне перетворення вхідного сигналу. Підсилювачі, які виготовлено для роботи з електричними сигналами біологічного походження, називають підсилювачами біопотенціалів.

Коефіцієнт підсилення підсилювачів, що застосовуються у медичних приладах складає у межах 10^2 - 10^5 разів. У певних підсилювачах можливе регулювання чутливості або підсилення. Для підсилення дуже малих сигналів, за наявності електричних завад, використовують диференціальні підсилювачі (ДП), що мають три вхідні клеми – одна з яких є опорною для двох інших.

Один сигнал прикладено між входом 1 та опорною клемою, другий – між входом 2 та опорною. При цьому вихідний сигнал є підсиленою копією різниці двох вхідних сигналів, тобто вимірюваний сигнал електрокардіограми (ЕКГ) являє собою різницю потенціалів між електродами А і В, що підключені до активних входів ДП. Якщо наведені на тіло сигнали завод однакові на обох активних входах ДП і підсилюються з однаковим коефіцієнтом підсилення, то при підсиленні їх різниці напруга завади віднімається і підсилюється тільки корисний сигнал – напруга між електродами А і В. При цьому напруга завод на окремих входах може бути значно більшою за напругу корисного сигналу.

Можливість таких підсилювачів віднімати однакові сигнали, що надходять на його входи, називають режекцією загального сигналу (РЗС). Ступінь, на який підсилювач здатен зменшувати вплив загального сигналу завади на вихідний, називають коефіцієнтом режекції загального сигналу (КРЗС). Чим він більший, тим у більшій мірі підсилювач здатен зменшувати сигнал завади. Типовим значенням КРЗС для підсилювачів медичної апаратури є величина у 50 тисяч, а для високоякісних – до 500 тисяч разів. Наприклад, диференціальний підсилювач кардіографа має коефіцієнт підсилення 1000, та $K_{РЗС} = 100000$, тоді поданий на нього різницевий сигнал буде збільшено у 1000 разів, а загальний сигнал завади – лише у 0,01 раза. Тобто коефіцієнт підсилення завади визначається співвідношенням коефіцієнта підсилення підсилювача до величини КРЗС.

Корисний сигнал підсилюється та відображується на дисплеї або тепловому папері, а загальний сигнал завади, що заважає, буде пригнічуватися. Біопотенціали підсилюються відповідно до максимальних можливостей підсилювача, а завади та загальний сигнал зменшується пропорційно значенню КРЗС – чим воно більше, тим більше зменшується сигнал завади. Теоретично, для ідеального диференціального підсилювача КРЗС може бути нескінченним, а сигнал завади дорівнювати 0.

Зазвичай необхідно підсилення за напругою (з коефіцієнтом підсилення 1000 і більше), оскільки вхідна напруга досить мала. Підсилювач напруги

також підсилює і потужність сигналу. Характеристики електродів для реєстрації біопотенціалів змінюються при протіканні через них вхідного струму підсилювача, що призводить до викривлення сигналів. Для зменшення цих викривлень вхідний опір підсилювача повинен бути досить великим (не менше 10 МОм). Також вхідні ланцюги підсилювача повинні забезпечувати захист пацієнта.

Приклади розв'язання задач

Задача 1

Вихідна напруга попереднього підсилювача біопотенціалів, який призначено для реєстрації електроокулограми (рис. 5), являє собою суму корисного сигналу з розкидом ± 1 В і постійного зміщення ± 5 В, що зумовлено поляризацією електродів. Розробити схему, яка дозволяє прибрати постійне зміщення та забезпечить коефіцієнт підсилення (-10) для корисного сигналу.

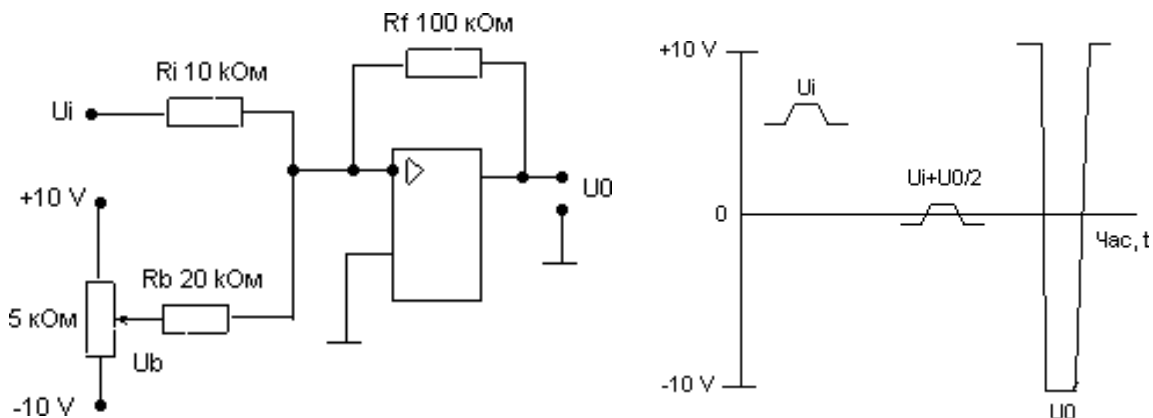


Рисунок 5 – Схема попереднього підсилювача біопотенціалів

Розв'язання

Зображена схема підсумовує вхідну напругу U_i з половиною напруги U_b , яку знімають з двигунця балансувального потенціометра. Потенціометр дозволяє встановити $U_0 = 0$, коли вхідна напруга містить небажане постійне зміщення. Графіки показують вхідну напругу U_H , зважену суму вхідної напруги та напруги балансування $U_i + U_b/2$ та вихідну напругу U_0 . Без балансування підсилювач був би у режимі насичення.

Наприклад, діапазон напруги, яка знімається з двигунця потенціометра, дорівнює ± 10 В. Напруга зміщення на вході $U_i = 5$ В. Щоб отримати вихідну напругу $U_0 = 0$ В, струм через резистор R_i повинен дорівнювати нулю.

Відповідно сума струмів через R_i і R_b повинна бути нульовою.

$$\frac{U_i}{R_i} + \frac{U_b}{R_b} = 0 \quad R_b = -R_i \left(\frac{U_b}{U_i} \right) = - \frac{10}{5} = 20 \text{кОм}$$

Для коефіцієнта підсилення -10 необхідно $R_f / R_i = 10$, тобто $R_f = 100$ кОм.

Рівняння для вихідної напруги отримаємо наступним чином:

$$U_0 = -R_f \left(\frac{U_i}{R_i} + \frac{U_b}{R_b} \right) = -100000 \left(\frac{U_i}{10000} + \frac{U_b}{20000} \right).$$

$$U_0 = -10 \left(U_i + \frac{U_b}{2} \right).$$

Потенціометром можна скомпенсувати зміщення у діапазоні ± 5 В.

Задача 2

Визначте відношення сигнал/завада на виході підсилювача біопотенціалів (ПБП), якщо синфазна перешкода (мережева наводка на об'єкті) складає 2 В, електрокардіосигнал – 1 мВ (R-зубець), середній перехідний опір електрод – шкіра $R_{еш} = 10$ МОм, його розбіг $\Delta R_{еш} = 0,5$ кОм, вхідний опір для синфазного сигналу $R_{сф} = 10$ МОм. Коефіцієнт підсилення ПБП дорівнює 20. Схему підсилювача наведено на рис. 6.

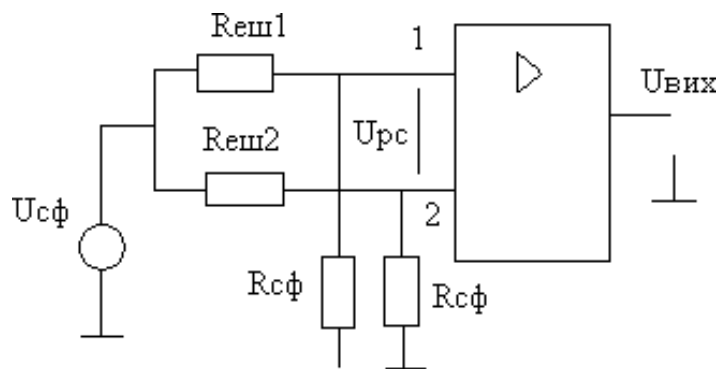


Рисунок 6 – Схема підсилювача біопотенціалів

Розв'язання

З еквівалентної схеми (рис. 6) умови задачі знаходимо:

$$U_{pc} = U_1 - U_2, \text{ або}$$

$$U_{pc} = U_{c\phi} \left(\frac{R_{c\phi}}{R_{c\phi} - R_{eu1}} - \frac{R_{c\phi}}{R_{c\phi} + R_{eu2}} \right).$$

Після ряду перетворень, урахувавши, що $R_{c\phi} \gg R_{eu1}, R_{eu2}$ одержуємо

$$U_{pc} = \frac{\Delta R_{eu}}{R_{pc}} \cdot U_{c\phi},$$

$$U_{pc} = \frac{500}{10^7} \cdot 2 = 0,1 \text{ мВ}.$$

Корисний сигнал (ЕКГ) і перешкода U_{pc} підсилюються з однаковими коефіцієнтами підсилення (20). Тому відношення сигнал – завада на виході ПБП буде дорівнювати:

$$a = \frac{U_{екс}}{U_{pc}} = 10.$$

Задача 3

Визначте синфазну напругу на пацієнті U_{cm} у схемі активної компенсації синфазного сигналу, якщо струм, який проходить через пацієнта, дорівнює $i_d = 0,2$ мкА. Оберіть номінали резисторів, при яких синфазна напруга була б мінімальною, а при насиченні підсилювача шлях витікання на землю був би достатньо високоомним.

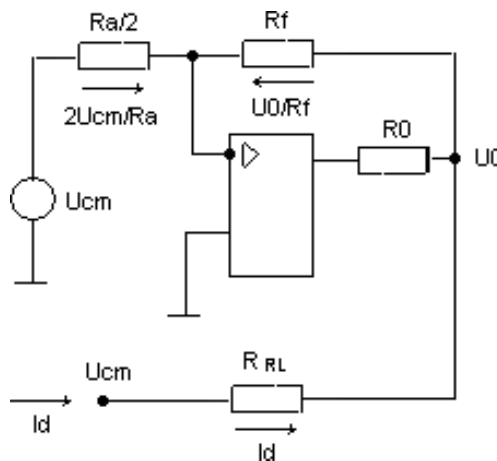


Рисунок 7 – Еквівалентна схема активної компенсації синфазного сигналу

Розв'язання

Коефіцієнт передачі ОП для синфазного сигналу дорівнює 1, а вхідний опір можна вважати нескінченним, тому джерело синфазної напруги U_{cm} на вході схеми компенсації зображено ізольованим від входу підсилювача. Опір електрода позначено R_{RL} . Додаючи струми на інверсному вході ОП, отримаємо:

$$\frac{2U_{cm}}{R_a} + \frac{U_0}{R_1} = 0, \text{ звідки: } U_0 = \frac{2R_1}{R_a} U_{cm}.$$

При цьому: $U_{cm} = R_{RL}I_d + U_0$.

Підставивши значення U_0 до U_{cm} , отримаємо:

$$U_{cm} = \frac{R_{RL}I_d}{1 + \frac{2R_1}{R_a}}.$$

Дія від'ємного зворотного зв'язку зменшує еквівалентний опір електрода RL у кількість разів, що дорівнює коефіцієнту підсилення інверсного підсилювача плюс 1, але тільки до тих пір, поки вихід не перейде у насичення. Після цього вихідна напруга не змінюється, так що RL виявляється підключеним до землі підсилювача через джерело напруги та опір паралельно ввімкнених R_1 і R_0 . Щоб обмежити струм, слід вибрати більші номінали резисторів, на практиці використовують значення до 5 МОм.

Коли підсилювач знаходиться не у насиченому стані U_{cm} , повинно бути якомога меншим. Для цього опір R_1 повинен бути більшим порівняно з R_a . Опір R_1 можна взяти таким, що дорівнює R_0 або 5 МОм. При цьому R_a вибираємо рівним 25 кОм. Якщо електродний опір R_{RL} дорівнює 100 кОм, тоді еквівалентний опір між пацієнтом і „землею” дорівнює:

$$R_e = \frac{100000}{1 + \frac{2 \cdot 5 \cdot 10^6}{25000}} = 250 \text{ Ом}.$$

При струмі 0,2 мкА синфазна напруга дорівнює:

$$U_{cm} = R_e \cdot I = 250 \cdot 0,2 \cdot 10^{-6} = 50 \text{ мкВ}.$$

Завдання до теми

1. Чому дорівнює диференційна напруга на вході підсилювача, якщо синфазна напруга мережевої частоти на електродах електрокардіографа дорівнює 10 мВ, а опір електродів складає 50 кОм та 40 кОм.

2. Складіть структурну схему цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень із часом 10 або 12 секунд. На схемі мають бути відображені засоби для цифрової індикації результатів.

3. Складіть схему інструментального підсилювача на трьох ОП, якщо коефіцієнт підсилення першого каскаду $K_{u1} = 5$, а другого $K_{u2} = 6$.

4. Визначити вхідний струм першого каскада двокаскадного підсилювача апарата для електросну, якщо коефіцієнт підсилення першого каскаду $K_{i1} = 100$, другого – $K_{i2} = 50$, а вихідний струм $I_{вих2} = 0,1$ А.

Контрольні питання

1. Яка природа походження біопотенціалів та їх фізичний сигнал?
2. Яка основна електрична характеристика серця?
3. Яка величина реєструється при вимірюванні різниці потенціалів в одному відведенні?
4. Назвіть основні параметри диференційних підсилювачів біопотенціалів.
5. Коефіцієнти підсилення та режекції загального сигналу

Література: [3, с. 7-160; 5, с. 48-92; 6, с. 112-117; 7, с. 136-181; 10, с. 12-61].

Практична робота № 3

Тема. Визначення параметрів і похибок кардіосигналів

Мета: на прикладах розв'язання задач навчитися визначати параметри і похибки кардіографічних і калібрувальних сигналів кардіографа.

Короткі теоретичні відомості

Реєстрування ЕКГ-сигналу потребує певних підготовчих заходів. Реєстрація ЕКГ повинна проводитися подалі від електродвигунів, електроприладів, дротів електромережі. Обстеження треба проводити після 10 – 15 хвилинного відпочинку при температурі повітря +20 °С і не раніше як через 2 години після вживання їжі, приймання фізіопроцедур. Запис ЕКГ проводиться зазвичай у лежачому положенні, що дозволяє отримати максимальне розслаблення м'язів.

Для отримання хорошого контакту електродів зі шкірою зменшують перехідний опір шляхом попереднього знежирення шкіри, а також використання електродної пасти, або марлевих прокладок, змочених 5 – 10 % розчином NaCl. Якщо не дотримуватись зазначених вимог, то на ЕКГ появляються такі артефакти:

1) невеликі нерегулярні коливання, що накладаються на ЕКГ і зумовлені тремором м'язів;

2) регулярні зубчасті хвилі на ЕКГ, спричинені впливом джерел змінного струму;

3) відхилення ізолінії, або відхилення запису зумовлене поганим контактом електрода зі шкірою, або між дротами та електродами, а також рухами об'єкта обстеження.

Перш ніж записувати ЕКГ, необхідно встановити однакове підсилення електричного сигналу. Для цього в кардіографі передбачена можливість подання на гальванометр стандартної калібрувальної напруги, що дорівнює 1 мВ. Як правило, підсилення кожного каналу підбирається таким чином, щоб напруга 1 мВ у реєструючій системі викликала відхилення в 10 мм.

Вимірювання різниці потенціалів на поверхні тіла, що виникає під час роботи серця, записується за допомогою різних відведень ЕКГ. Кожне відведення реєструє різницю потенціалів, існуючу між двома певними точками електричного поля серця, де встановлені електроди.

Електроди, установлені в кожній із вибраних точок на поверхні тіла, підключаються до гальванометра електрокардіографа. Один з електродів приєднується до позитивного полюса гальванометра (це позитивний або активний електрод), другий електрод – до його негативного полюса (негативний електрод).

На сьогодні у клінічній практиці найбільш широко використовують 12 відведень ЕКГ: три стандартні, три підсилені і шість грудних.

Запис ЕКГ здійснюється при спокійному диханні спочатку у стандартних відведеннях, потім у підсилених та у грудних. У кожному відведенні записують не менше чотирьох серцевих циклів. ЕКГ реєструють, як правило, при швидкості руху паперу 50 мм/с.

Приклади розв'язання задач

Задача 1

Визначити величину похибки запису калібрувальної напруги від внутрішнього калібратора електрокардіографа U у відсотках, якщо напруга від зовнішнього зразкового пристрою $U_{зв} = 1,05$ мВ, а від внутрішнього калібратора при тих же положеннях перемикачів $U_k = 1,1$ мВ.

Розв'язання

Якщо дано величини напруги від внутрішнього калібратора та зразкового пристрою, то величину похибки запису внутрішнього калібрувального сигналу ΔU у відсотках знаходимо за формулою:

$$\Delta U = \frac{U_{зв} - U_k}{U_{зв}} \cdot 100 = \frac{1,05 - 1,1}{1,05} \cdot 100 = 4,76 \%$$

При відповідності внутрішнього калібратора електрокардіографа встановленим нормам похибка не повинна перевищувати 5 %.

Задача 2

Визначити величину похибки внутрішнього калібрувального сигналу ЕКГ–Н (у відсотках) і викид на перехідній характеристиці δ (у відсотках), якщо амплітуда імпульсу від зовнішнього пристрою $h_{зв} = 10,4$ мм, та внутрішнього калібратора $h_k = 11$ мм, $h_{викиду} = 0,09$ мм.

Розв'язання

Визначимо величину похибки внутрішнього калібрувального сигналу:

$$\Delta H = \frac{h_{зв} - h_k}{h_{зв}} \cdot 100 = \frac{10,4 - 11}{10,4} \cdot 100 = -5,76 \%$$

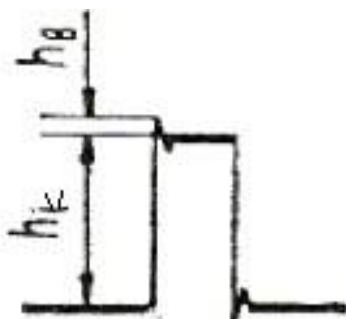


Рисунок 8 – Внутрішній калібрувальний сигнал h_k і викид на перехідній характеристиці h_b

Викид на перехідній характеристиці δ , за нормальних умов експлуатації не повинен перевищувати 10 %, і у відсотках кожного каналу знаходиться за формулою:

$$\delta = \frac{h_e}{h_k} \cdot 100 = \frac{0,09}{11} \cdot 100 = 0,818 \%$$

Задача 3

Визначити швидкість просування діаграмної стрічки v та похибку величини швидкості β (у відсотках) відносно номінальної швидкості v_n (визначити аналітично), якщо частота синусоїдального сигналу $f = 10$ Гц, довжина ділянки запиту $l = 50$ мм, кількість повних періодів, які заповнюють ділянку запису $n = 11$.

Розв'язання

Для перевірки швидкості просування діаграмної стрічки, підключають виводи кабелю відведень до вихідних клем калібрувального генератора, який забезпечує подачу синусоїдального сигналу в діапазоні частот від 5 до 60 Гц (зазвичай вибирають частоту сигналу 10 Гц), з похибкою встановлення частоти не більше $\pm 2\%$ та амплітудою вихідного сигналу близько 1 мВ. Після цього проводять запис сигналу із вибраною частотою f протягом 5 – 10 с.

Реальну швидкість просування діаграмної стрічки знаходимо за формулою:

$$v = \frac{l \cdot f}{n} = \frac{50 \cdot 10}{11} = 45,5 \text{ мм/с},$$

де v – швидкість просування, мм/с; f – частота синусоїдального сигналу, Гц; l – довжина ділянки запису (містить не менше трьох повних періодів сигналу частоти f), мм; n – кількість повних періодів частоти f синусоїдального сигналу, яке заповнює ділянку запису l .

Оскільки номінальних швидкостей v_n просування діаграмної стрічки стандартного електрокардіографа дві (25 мм/с та 50 мм/с), то з більшою часткою ймовірності вибираємо останню.

Тоді похибку величини швидкості просування носія запису β , у відсотках відносно номінальної швидкості V_n , знаходимо за формулою:

$$\beta = \frac{v_n - v}{v_n} \cdot 100 = \frac{50 - 45,4}{50} \cdot 100 = 9,2\%.$$

При нормальних умовах для працездатного електрокардіографа вона повинна бути не більше $\pm 10\%$ для швидкостей 25 та 50 мм/с.

Задача 4

Напруга II кардіографічного відведення дорівнює 1 мВ, а III відведення 0,5 мВ. Розрахуйте величину напруги відведення I.

Розв'язання

Три основні відведення утворюють кардіограму фронтальної площини. Вони є комбінаціями з трьох електродів (права рука – RA, ліва рука – LA, ліва нога – LL). Зазвичай на праву ногу (RL) також установлюють електрод, який підключено до заземлення або до схеми активної компенсації завади. Три стандартні відведення позначають римськими цифрами, а їх напруги дорівнюють: I = LA – RA, II = LL – RA, III = LL – LA. Вектори відведень утворюють у фронтальній площині тіла приблизно рівнобічний трикутник, який називають трикутником Ейнтховена. Оскільки відведення, що складають трикутник Ейнтховена утворюють замкнений контур, для них можна записати перший закон Кірхгофа:

$$I - II + III = 0.$$

Оскільки $I - 1 + 0,5 = 0$, то напруги на відведенні I дорівнює 1,5 мВ.

Знаючи кардіовектор, можна визначити його компоненти, помістивши його всередину трикутника та побудувавши проекцію на кожну зі сторін. І навпаки, можна відновити кардіовектор, знаючи його проекції на сторони трикутника, або хоча б на дві з них.

Завдання до теми

1. Як, маючи сигнал ЕКГ, обчислити частоту серцевих скорочень (ЧСС)? Запропонуйте цифровий або аналоговий спосіб для вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) за один період серцевого циклу T_c .

2. Розрахувати похибку вимірювання постійної складової активного опору резистора δ_R реографом (у відсотках), якщо величина опору за шкалами реографа $R_{\text{прил.}} = 193 \text{ Ом}$, а його реальна величина $R_{\text{зр.}} = 200 \text{ Ом}$.

3. Визначити основну відносну похибку опору δ імітатора електродної системи рН-метра (у %), якщо величина опору, що встановлюється за допомогою перемикачів імітатора $R_0 = 500 \text{ МОм}$, а величина цього опору виміряна зразковим омметром $R_1 = 502 \text{ МОм}$.

4. Визначити межу допустимої основної абсолютної похибки встановлення повної шкали вихідної напруги імітатора, якщо максимально можливе встановлене значення вихідної напруги $U_x = 2,011 \text{ В}$.

Контрольні питання

1. Перелічіть кваліфікаційні особливості електрокардіографа.
2. Нарисувати та пояснити схему електрокардіографа.
3. Пояснити призначення ручок і кнопок на панелі електрокардіографа.
4. Як підготувати прилад до роботи?
5. Який порядок запису ЕКГ?
6. Для яких цілей і як виконувати заземлення електрокардіографа?
7. Види похибок ЕКГ – сигналу.
8. Перелічіть види артефактів на записі ЕКГ – сигналу.
9. Як підготувати пацієнта до знімання кардіограми?

Література: [1, с. 3-11; 2, с. 7-54; 7, с. 136-181; 10, с. 12-61].

Практична робота № 4

Тема. Визначення параметрів фізичних полів апаратів інтроскопії

Мета: на прикладах розв'язання задач навчитися визначати параметри фізичних полів.

Короткі теоретичні відомості

Можливості візуального аналізу у медицині з'явилися у зв'язку з використанням різних фізичних полів для одержання зображень. Теплобачення, цифрова радіографія, СВЧ-інтроскопія, растрова електронна мікроскопія, електронно-зондовий мікроаналіз уже давно сформувалися в самостійні науково-технічні напрями, на базі яких створена могутня техніка для медицини та біології. Використання для візуалізації резонансних ефектів твердого тіла (ядерно-магнітного, ядерно-квадратного, електронного парамагнітного), а також потоків корпускулярних випромінювань (швидких електронів,

позитронів та інших заряджених важких частинок) відкриває нові можливості в дослідженні властивостей і структури органів живих систем і організмів.

Усі види медичної візуалізації включають три етапи формування зображення:

1. Утворення просторового зображення з найкращими характеристиками.

2. Фіксація і відтворення просторового зображення. При цьому характеристики відтворюючих пристроїв доводиться оптимальним чином пристосовувати до клінічних вимог.

3. Запис і архівація зображень. Зображення необхідно записувати у формі, зручній для огляду, зберігання і передачі на відстані.

Рентгенівські та γ -зображення є найбільш розповсюдженими видами випромінювання, за допомогою яких одержують світлові зображення в медичній діагностиці. Отримання світлових зображень можна описати за допомогою ланцюга перетворень вигляду:

$$\gamma_f \longrightarrow \gamma_n \longrightarrow hv_i \longrightarrow \dots \longrightarrow hv_n,$$

де γ_f – кванти робочого пучка випромінювання джерела, γ_n – кванти радіаційного зображення, сформованого випромінюванням у результаті взаємодії робочого пучка випромінювання із послаблюючим середовищем, hv_i – фотони (кванти) конвертовані первинним перетворювачем «іонізуюче випромінювання – світло», hv_n – фотони зображення, яке безпосередньо сприймає око людини.

Як і будь-яку систему передачі інформації, систему радіаційної діагностики можна подати у вигляді просторово-часового фільтра, що складається з декількох каскадів:

- каскаду генерації іонізуючого зображення (рентгенівська трубка, γ - випромінювач, радіонуклід);

- каскаду модуляції, який утворено нерівномірністю досліджуваного об'єкта або просторово-часовою варіацією розподілу радіонукліда в органах пацієнта;

- каскаду детектування (каналу реєстрації радіаційного зображення);
- каскаду перетворення на світлове зображення і його професійно-діагностичного оцінювання.

Наданим вище каскадам відповідають процеси генерації випромінювання, його взаємодії з органами пацієнта, формування радіаційного зображення, перетворення останнього на світлове зображення і його професійне оцінювання.

У приймачах інфрачервоного (ІЧ) випромінювання використовується явище зміни електропровідності (фоторезистори) або явище виникнення електрорушійної сили (фотодіоди). Найбільш часто використовуються фотодіоди на основі антимоніда індія (InSb), фоторезистори з кристалічного германію, легованого ртуттю, та фотодіоди на основі потрійного сполучення (CdHgTe). Фоточутливий елемент приймача має зазвичай квадратну (прямокутну) форму з розмірами від $0,05 \times 0,05$ мм² до $0,3 \times 0,3$ мм².

Параметри одноелементних ІЧ–приймачів визначають чутливість, коефіцієнта шуму, інерційність, динамічний діапазон і спектральну чутливість пристрою реєстрації та відображення (тепловізора).

Основними елементами ІЧ–приймача, що характеризують одночасно і чутливість, і коефіцієнт шуму тепловізора є питома виявляюча здатність. Вона дорівнює відношенню сигнал/шум на виході приймача, для потужності випромінювання на вході дорівнює 1 Вт, що виміряна у першій смузі частот, і приведену до одиничної площини приймача.

Для монохроматичного ІЧ–випромінювання виявляюча здатність $D^* \lambda$ може бути обчислена за формулою:

$$D^* \lambda = \frac{\eta \cdot \lambda}{Qhc \sqrt{\eta \Phi + \frac{I_t(U)}{e} \cdot \frac{1}{G^2 S} + \frac{kT}{e^2} \cdot \frac{1}{G^2 RS}}},$$

де η – квантова ефективність; λ – довжина хвилі; Q – постійний коефіцієнт; h – постійна Планка; c – швидкість світла; $I_t(U)$ – функція від напруги, темновий струм, який залежить від напруги на приймачі; e – заряд електрона; G –

коефіцієнт фотоелектронного підсилення; S – площа фоточутливої поверхні приймача; R – опір.

Приймач повинен зберігати високу виявляюча здатність в усьому спектральному діапазоні, який використовується для формування теплового зображення.

Ультразвукова діагностика (ехографія) – розпізнавання патологічних змін окремих органів і систем за допомогою методів ультразвукових досліджень, які основані на принципі ехолокації. Вона є невід'ємною частиною комплексного обстеження хворих, які мають різні захворювання внутрішніх органів.

Ехографія основана на здатності ультразвукового променя частково або повністю відбиватися і поглинатися тканинами з різним акустичним опором при проходженні через їх межі, чим і визначаються відмінності в густині цих середовищ.

Прилади, що використовуються в ультразвуковій діагностиці, називаються ехоенцефалографами, ехокардіографами. Прилад складається з генератора ультразвукових сигналів (ГУЗС), які виводяться на датчик (Д), після проходження через об'єкт, подаються на підсилювач і далі на реєструвальний пристрій. У більшості ехокардіографів тривалість зондуючого імпульсу складає порядку 1 мкс, а решту частини (99,9 %) часу датчик працює як приймач. Відбита хвиля ультразвуку, що повернулася, дійде до п'єзоелемента через інтервал часу $t = 2z/c$, де z – глибина залягання стороннього включення.

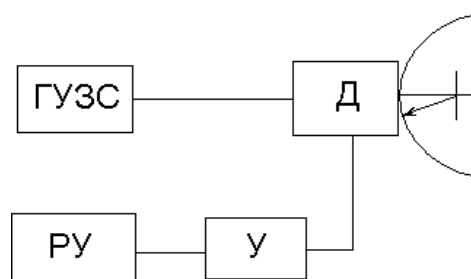


Рисунок 9 – Спрощена структурна схема апарата УЗ – дослідження

Акустичні хвилі можуть розповсюджуватися за законами геометричної

оптики, відчувати дифракцію, інтерференцію, доплерівський зсув частоти, віддзеркалення, заломлення, ослаблення, взаємодію з межею розподілу рідини й газу, а також взаємодію зі світлом. Указані фізичні процеси використовують в акустоскопії для отримання інформації про внутрішню структуру досліджуваного об'єкта. Різноманітність фізичних процесів, пов'язаних з акустичними хвилями, доповнюється різноманітністю методів отримання акустичних зображень. Ці методи включають звуколокацію системи, акустичну голографію, реконструктивну акустичну томографію, системи із синтезованою апертурою, інверсну томографію і різні комбінації перерахованих методів.

Сталу в часі моночастотну акустичну хвилю в однорідному середовищі характеризують зсувом $u(z, t)$ малого елемента об'єму середовища разом із частинами, які в ньому знаходяться, відносно початкового положення за відсутності будь-яких збурень. Якщо хвиля розповсюджується вздовж осі z , то:

$$u(z, t) = u_0 \cos(\Omega t - kz),$$

де u_0 – амплітуда зсувів; k – хвильове число ультразвуку, яке дорівнює: $k = 2\pi/\lambda$, Ω – частота $\Omega = 2\pi c/\lambda = kc$, де λ – довжина хвилі ультразвуку; c – фазова швидкість моночастотного ультразвуку в середовищі.

Поздовжні акустичні хвилі створюють варіації тиску вздовж лінії розповсюдження хвиль, які, у свою чергу, призводять до виникнення сили реакції. Ця сила не тільки зміщує елемент об'єму V , але також змінює його на ΔV , де $\Delta V/V = \partial u/\partial z$.

При вимірюванні кровотоку використовують декілька різновидів методів вимірювання:

- метод розведення безперервно-інфузованого індикатора (вимірювання концентрації розведеного у крові індикатора);
- метод розведення болюса індикатора (вимірювання концентрації однократно розведеного у крові індикатора);
- метод електромагнітних вимірювань (оснований на провідних властивостях крові);

- метод ультразвукових вимірювань (оснований на прийнятті відбитих УЗ-сигналів);

- термоконвективні вимірювання змін швидкості кровотоку (метод вимірювання швидкості кровотоку за допомогою теплових датчиків залежно від конвективного охолодження нагрітого датчика);

- метод оклюзійних вимірювань (виконується за допомогою накладної оклюзійної перетискаючої манжети);

- метод імпедансних вимірювань (оснований на провідних властивостях крові та її низькому опорі);

- фотометричні методи вимірювань (оснований на пропусканні світла через капілярне русло).

Для кожного з перелічених методів характерні свої методики вимірювань, принципи роботи вимірювальних схем, основні співвідношення та методики розрахунку.

Приклади розв'язання задач

Задача 1

У результаті розрахунків підтвердити теоретично визначений потенціал іонізації атома водню.

Розв'язання

Іонізація атома – це відрив електрона від атома. Згідно з постулатами Бора, енергія іонізації атома водню дорівнює 13,6 еВ та визначається як:

$$E_i = E_{max} - E_{min} = 13,6 \text{ eV}.$$

Підтвердимо це розрахунками.

Потенціал іонізації атома водню U_0 визначається рівнянням:

$$eU_i = A_i, \text{ тоді } A_i = h\nu = hRC \left(\frac{1}{k^2} - \frac{1}{n^2} \right).$$

При $k = 1$; $n = \infty$ (серія Лаймана) формула набуде вигляду:

$$A_i = hRC, \text{ тоді}$$

потенціал іонізації визначається як:

$$U_i = \frac{A_i}{e} = \frac{hRC}{e} = \frac{6,62 \cdot 10^{-34} \cdot 1,097 \cdot 10^7 \cdot 3 \cdot 10^8}{1,6 \cdot 10^{-19}} = 13,6 \text{ В,}$$

де e – заряд електрона $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$; c – швидкість світла $c = 3 \cdot 10^8$ м/с; R – постійна Рідберга $R = 1,097 \cdot 10^7 \text{ м}^{-1}$;

Задача 2

Якою найменшою швидкістю v повинен володіти електрон, що іонізувати атом водню, якщо потенціал іонізації атому водню $U_i = 13,6$ В.

Розв'язання

Потенціал іонізації – це різниця потенціалів, яку повинен пройти електрон, щоб при зіткненні з атомом його іонізувати. Тому швидкість, яку повинен мати електрон визначимо зі співвідношення:

$$\frac{mv^2}{2} = eU$$

Якщо виразити із цієї формули швидкість v отримаємо:

$$v = \sqrt{\frac{2eU}{m}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 1,602 \cdot 10^{-19} \cdot 13,5}{9,1 \cdot 10^{-31}}} = 2,18 \cdot 10^6 \text{ м/с.}$$

Задача 3

Визначити частоту світла, який вириває з металу електрони, що повністю затримуються різницею потенціалів 3В, та роботу виходу електрона з металу, якщо фотоэффект починається при частоті світла $6 \cdot 10^{14}$ Гц.

Розв'язання

Оскільки фотоэффект починається при частоті світла $6 \cdot 10^{14}$ Гц, то роботу виходу електрона з металу визначимо:

$$A = h \cdot \nu_0 = 2,48 \text{ еВ.}$$

Щоб затримати електрони, що вилітають з металу необхідно прикласти

різницю потенціалів U : $\frac{eU = \frac{mv^2}{2}}$. При цьому: $\frac{h\nu = A + \frac{mv^2}{2}}$, тоді $h\nu = A + eU$.

Частоту світла, що вириває з металу електрони визначимо:

$$\nu = \frac{A + eU}{h} = \frac{2,48 + 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 3}{6,62 \cdot 10^{-34}} = 13,2 \cdot 10^{14} \text{ Гц.}$$

Задача 4

Визначити виявляючу здатність приймача ІЧ–випромінювання D^* , якщо відомий поріг чутливості цього приймача $F_{пор}^* = 6 \cdot 10^{11} \text{ Вт/см} \cdot \text{Гц}^{1/2}$.

Розв'язання

З основ квантової механіки відомо, що

$$F_{пор}^* = \frac{m \sqrt{U_{ш}^2}}{S_{ш} \sqrt{qn \Delta f}},$$

де m – задана кількість разів збільшення межі чутливості напруги шуму приймача $U_{ш}$; $U_{ш}$ – напруга шумового сигналу приймача, В; q – площа чутливого шару приймача, мм^2 ; Δf – смуга частот схеми підсилення сигналу, Гц; $S_{ш}$ – вольтова чутливість приймача.

Виявляюча здатність приймача ІЧ–випромінювання D^* :

$$D^* = \frac{1}{F_{пор}^*} = \frac{1}{6 \cdot 10^{11}} = 0,166 \cdot 10^{10} \frac{\text{см} \cdot \text{Гц}^{1/2}}{\text{Вт}}$$

Визначивши D^* з таблиць параметрів сучасних приймачів ІЧ–опромінювання, можна стверджувати, що приймач фоторезистор з матеріалом чутливого шару PbS з температурою робочого шару $T = 77 \text{ К}$ та довжиною хвилі максимальної чутливості $\lambda = 2,9 \text{ мкм}$ і превалюючим видом струмового та генераційно–рекомбінаційного шумів.

Задача 5

У скільки разів зміниться питома термоелектронна емісія вольфраму, що знаходиться при температурі $T_1 = 2400$ К, якщо збільшити температуру вольфрама на 100 К.

Розв'язання

Питома термоелектронна емісія для різних температур визначається:

$$j = BT_1^2 \exp\left(-\frac{A}{kT_1}\right) \quad j_2 = BT_2^2 \exp\left(-\frac{A}{kT_2}\right)$$

де T – термодинамічна температура катода, К; A – робота виходу; k – постійна Больцмана $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/Кл; B – емісійна постійна (різна для різних типів металів).

Поділивши друге рівняння на перше, отримаємо:

$$\frac{j_2}{j_1} = \left(\frac{T_2}{T_1}\right)^2 \exp\left(-\frac{A}{k} \left(\frac{1}{T_2} - \frac{1}{T_1}\right)\right) = \left(\frac{2500}{2400}\right)^2 \exp\left(\frac{4,5}{1,38 \cdot 10^{-23}} \left(\frac{1}{2500} - \frac{1}{2400}\right)\right) = 2,6 \text{ рази.}$$

Задача 6

Визначити сталу екранування b для α -серії рентгенівського опромінення, якщо відомо, що при переході електрона в атомі вольфраму з M на L оболонку випромінюються рентгенівські промені з довжиною хвилі $\lambda = 143 \cdot 10^{-12}$ м.

Розв'язання

Переходи електронів з вищих оболонок на оболонку K ($k = 1$), називаються K -серією, з вищих оболонок на оболонку L ($k = 2$) – L -серією. Переходи з оболонки L на оболонку K називаються $K\alpha$ -серією. Сталу екранування для K -серії вважати рівною одиниці ($b_1 = 1$), для L -серії – $b_2 = 5$.

Довжина хвилі рентгенівських характеристичних променів розраховується за законом Мозлі:

$$\frac{1}{\lambda} = R(z - b)^2 \left(\frac{1}{k^2} - \frac{1}{n^2}\right),$$

де z – порядковий номер матеріалу антикатада (вольфраму) у таблиці Менделєєва $z = 74$; b – стала екранування.

При переході електронів з вищих оболонок на оболонку L вибираємо $k = 2$; $n = 3$.

Підставивши ці числові значення, при переході електрона в атомі вольфраму з m на l шар, у формулі Мозлі отримаємо величину постійної екранування b :

$$b = z - \sqrt{\frac{\frac{1}{\lambda}}{R\left(\frac{1}{k^2} - \frac{1}{n^2}\right)}} = 74 - \sqrt{\frac{1}{1,097 \cdot 10^7 \left(\frac{1}{4} - \frac{1}{9}\right)}} = 5,5.$$

Задача 7

Розрахувати максимальну звукову частоту доплерівського витратоміра крові, який працює на несучій частоті $f_n = 7$ МГц, якщо датчик розташовано під кутом 45° до осі судини, швидкість кровотоку дорівнює $v = 150$ см/с, а швидкість звуку у середовищі $c \approx 1500$ м/с.

Розв'язання

Витратомір на ефекті Доплера вимірює швидкість таких рідин, які містять частинки (у крові – еритроцити), що відбивають звуковий сигнал. Частота випромінювального сигналу у такому витратомірі зменшується вдвічі: перший раз при проходженні від джерела ультразвуку до частинки (еритроцита), другий раз при прийманні сигналу від частинки приймачем. Таким чином:

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{2v}{(c+v)} = \frac{2v}{c}.$$

Зроблене за формулою наближення правильне, оскільки швидкість звуку в рідині $c \approx 1500$ м/с, а максимальна швидкість руху еритроцитів $v \approx 1,5$ м/с. Оскільки швидкості еритроцитів не напрямлені по одній прямій, паралельній до лінії розповсюдження УЗ–сигналу, до формули необхідно ввести кутовий множник:

$$f_d = \frac{2f_0 v \cos\theta}{c} = \frac{2 \cdot 7 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot \cos 45^\circ}{1500} = 10000 \text{ Гц.}$$

Задача 8

Складіть повну електричну схему плетизмографа на напівпровідникових елементах.

Розв'язання

Для живлення стандартного світлодіода необхідно прикласти у прямому напрямку струм близько $I = 15 \text{ мА}$. Для того щоб отримати такий струм, використовуючи джерело постійної напруги $U = 15 \text{ В}$, необхідно послідовно з діодом увімкнути резистор, який має опір:

$$R_L = \frac{U}{I} = \frac{15}{15 \cdot 10^{-3}} = 1 \text{ кОм.}$$

Максимальний струм у стандартному фототранзисторі складає 150 мкА . Щоб транзистор не знаходився у режимі насичення, послідовно з ним необхідно увімкнути резистор з опором:

$$R_p = \frac{U}{I} = \frac{15}{150 \cdot 10^{-6}} = 100 \text{ кОм.}$$

Найбільша ємність звичайного паперового конденсатора дорівнює 2 мкФ , тоді вихідний опір:

$$R_0 = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 0,05 \cdot 2 \cdot 10^{-6}} = 1,6 \text{ МОм.}$$

Розраховану схему зображено на рисунку 10. У цьому плетизмографі вихідний сигнал світлодіода, який змінюється через зміну поглинання світла тканиною, модулює струм фототранзистора. Сигнал постійного струму відсікається конденсатором, а перемикач S слугує для відновлення запису у випадку виникнення насичення, пов'язаного з рухом досліджуваного об'єкта. Сигнал з виходу інвертувального підсилювача, який має коефіцієнт підсилення 100, подається на реєстратор з низьким вхідним опором. Іноді фототранзистор і світлодіод об'єднують в одному пристрої, який називається оптопарою або оптроном.

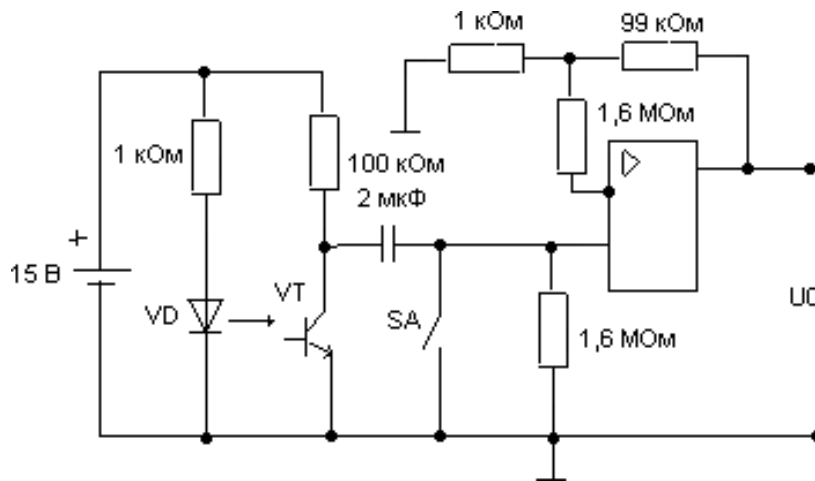


Рисунок 10 – Схема плетизмографа

Завдання до теми

1. В імпульсному доплерівському витратомірі несуча частота $f_H = 8$ МГц, доплерівське зміщення звукової частоти $f_D = 15$ кГц, датчик розташовано під кутом $\theta = 45^\circ$ до осі судини. Визначити величини R_m та u_m .
2. Нарисуйте блок-схему підсилювача УЗ-сигналу для А режиму сканування, який коректує послаблення ультразвуку зі збільшенням відстані.
3. Визначити час затримки t_3 наведеної на рисунку лінії затримки LC-типу у блоці допоміжного фокусування УЗ-сканерів, якщо $C_1=2$ мкФ, $L_1=0,5$ Гн.

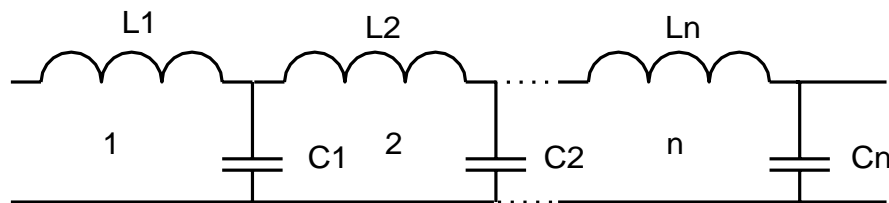


Рисунок 11 – Лінія затримки LC-типу

4. Повітря, що знаходиться за нормальних умов, опромінюється рентгенівськими променями з дозою опромінення 1 Рентген. Визначте кількість пар іонів, утворених даним опроміненням в 1 см^3 повітря.
5. Рентгенівські промені з довжиною хвилі $\lambda_0 = 20 \cdot 10^{-12}$ м відчувають комптонівське розсіювання під кутом $\varphi = 90^\circ$. Знайти зміну довжини хвилі $\Delta\lambda$

рентгенівських променів при розсіюванні, а також енергію та імпульс електрона віддачі.

6. Яку найменшу різницю потенціалів потрібно прикласти до рентгенівської трубки, щоб отримати всі лінії К-серії, якщо як матеріал антикатада взяти: а) мідь, б) срібло, в) вольфрам, г) платину.

Контрольні питання

1. Основні електрофізіологічні методи досліджень.
 2. Які чинники визначають теплове поле людини?
 3. Чим визначається інтенсивність первинного ГЧ-зображення?
 4. Опишіть два основні методи отримання теплових зображень.
 5. Наведіть приклад ланцюга перетворень для отримання рентгенівських зображень.
 6. Інформація якого виду може бути у радіаційних зображеннях?
 7. З яких вузлів складається система рентгенівської діагностики?
 8. На які види залежно від методу візуалізації поділяють рентгенівські дослідження?
 9. Перелічіть види радіаційної інтроскопії.
 10. Нарисуйте схему рентгенівського інтроскопа. З яких блоків він складається?
 11. Що являє собою випромінювач ультразвуку?
 12. Назвіть види режимів індикації прийнятого ехосигналу. Чим вони відрізняються?
 13. Опишіть різновиди ультразвукового (УЗ) сканування. Чим вони відрізняються?
 14. Що таке кут повної прозорості?
 15. У чому полягає принцип дії акустичних лінз?
- Література:** [4, с. 41 – 112; 5, с. 65 – 213; 9, с. 27 – 283].

2 КРИТЕРІЇ ОЦІНЮВАННЯ ЗНАНЬ СТУДЕНТІВ ЗА 100 – БАЛЬНОЮ СИСТЕМОЮ

1. Розподіл балів та критерії оцінювання за семестрами

1.1 Дисципліна викладається у 7 семестрі з формою семестрового контролю – диф.залік. Критерії оцінювання знань наведені в табл. 1.

Таблиця 1 – Розподіл балів за видами занять

Вид занять, складові контролю	Кількість занять (завдань)	Максим. бал
Поточний контроль		
Лекційні заняття: відвідування, наявність конспекту та активність	7	20
Практичні заняття: відвідування, активність, опитування, виконання індивідуальних завдань, перевірка самостійної роботи	5	40
Тест за змістовним модулем 1		10
Тест за змістовним модулем 2		10
Підсумковий контроль		
Підсумковий тест (залік)	3	20
Підсумок		100

2. Методика оцінювання та розрахунку балів

2.1. Бал за відвідування лекційних занять враховує кількість лекційних занять, фактично відвіданих студентом.

2.2. Для лабораторного практикуму, практичного заняття, розрахунково-графічного завдання кожна контрольна точка (розрахункове завдання, тестове завдання, лабораторна робота) оцінюється за чотирибальною шкалою: $V_i = 5, 4, 3, 0$.

Таблиця 2 – Критерії оцінювання завдань з різних видів занять

№	Завдання	Критерії оцінювання
1	Перевірка виконання практичних робіт (у тому числі питання, винесені на самостійне опрацювання)	Самостійність, правильність, вчасність виконання завдань, розуміння матеріалу, творчість

Таблиця 3 - Відповідність балів і критерії оцінювання розв'язку або захисту окремого завдання

Розподіл балів	Критерії оцінювання
5 – 4,5 «відмінно»	повна відповідь, не менше 90% потрібної інформації, (повне, безпомилкове розв'язування завдання)
4,4 – 3,5 «добре»	достатньо повна відповідь, не менше 75% потрібної інформації, є незначні неточності (повне розв'язування завдання з незначними неточностями)
3,4 – 2,5 «задовільно»	неповна відповідь, не менше 60% потрібної інформації, деякі помилки (завдання виконане з певними недоліками)
2,4 - 0 «незадовільно»	відповідь не відповідає умовам до «задовільно»

При цьому використовується ваговий коефіцієнт τ , що враховує своєчасність виконання навчального плану ($\tau = 1$ – завдання виконане у термін; $\tau = 0,9$ – протягом тижня; $\tau = 0,8$ – пізніше, ніж через тиждень);

Підсумковий бал з чотирибальної шкали перераховується до N_{\max} бальної.

2.3. При модульному контролі у формі тестових завдань максимальна відведена кількість балів (15 балів) розподіляється в залежності від рівня складності між тестовими завданнями. Також враховується коефіцієнт τ – своєчасність виконання навчального плану.

2.4. Семестровий контроль знань у формі екзамену з використанням екзаменаційних білетів. Білет містить 2 теоретичних запитання і 1 практичне завдання. Кожне запитання (завдання) оцінюється за чотирибальною шкалою: $B = 5, 4, 3, 0$. При цьому використовується ваговий коефіцієнт k , що враховує складність запитання (завдання).

Підсумковий екзаменаційний бал з чотирибальної шкали перераховується до 20 бальної. Також враховується коефіцієнт τ – своєчасність складання іспиту.

2.5. Семестрова оцінка студента – арифметична сума балів, набраних студентом з усіх видів контролю.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

Базова

1. Біофізика. Практикум/ М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І.О. Яковенко - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. – 288 с.
2. Біофізика і біомеханіка [Текст] : підруч. / В.С. Антонюк, М.О. Бондаренко, В.А. Ващенко та ін. - К.: НТУУ «КПІ», 2012. – 344 с.
3. Медична та біологічна фізика : підручник для студ. вищих мед. (фарм.) навч. заклад./ [О. В. Чалий, Я. В. Цехмістер, Б. Т. Агапов та ін.]; за ред. Проф. О.В. Чалого. – Вид. 2-ге. – Вінниця : Нова Книга, 2017. – 528 с.
4. Основи біологічної фізики і медична апаратура: підручник (ВНЗ I-III р. а.) / Л.Ф. Ємчик. – 2-е вид., випр. – Львів : Медицина, 2014. – 392 с.
5. Основи біологічної фізики і медична апаратура: навчальний посібник (ВНЗ I-III р. а.) / Т.А. Свідрук. – Львів : Медицина, 2017. – 264 с.

Додаткова

1. Kukharenko D., Novokhatko O., Maznytska O., Sakun O., Digtar S., Chernaiia E. The Influence of an Electromagnetic Field on the Additional Increment of Biogas in a Power Plant. 25th IEEE International Conference on PROBLEMS OF AUTOMATED ELECTRIC DRIVE Theory and practice September 21-25, 2020. Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, Ukraine.
2. Кухаренко Дмитро, Благодарь Артем, Никифоров Володимир. Математична модель резонансу мембрани клітини мікроорганізму. IV Міжнародна конференція «Виробництво & Механотронні системи», 22-23 жовтня 2020 року, Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, – С. 136–139.
3. Благодарь А.Д., Никифоров В.В., Кухаренко Д.В. Дослідження впливу інфразвуку на біоту. II Міжнародна конференція «Виробництво & Механотронні системи», 25-26 жовтня 2018 року, Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, – С. 57–59.

4. Благодарь А. Д., Никифоров В. В., Кухаренко Д. В. Методи та засоби дослідження впливу інфразвуку на цитоплазматичну мембрану. Збірник студентських наукових статей «Автоматизація та приладобудування 2018». Частина 2 [електронне видання]. – Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, 2018. – С. 218–222.

5. Благодарь А. Д., Никифоров В. В., Кухаренко Д. В. Вплив інфразвуку на живі організми. XVII Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних та біологічних об’єктів”, 2–4 листопада 2018 р. – Кременчук: Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, 2018. – С.62 –64.

6. Кухаренко Д. В., Вадурін К. О. Модель графопобудовника медичних зображень. Електронний каталог виставки технічної творчості молоді. Програмно-апаратні розробки, прилади і пристрої / Наук. бібл. ХНУРЕ. Харків, 2021.

7. Кухаренко Д. В., Вадурін К.О., Мешков М. Ю. Розробка методології застосування прийомів креслення у медичних системах. Радіоелектроніка і молодь у XXI столітті: матеріали XXV міжнар. молодіж. форуму, м. Харків, 20-22 квіт. 2021 р. Харків, 2021, - С.125-126.

8. Кухаренко Д.В., Вадурін К.О. Розробка методології виведення інформації з медичних систем застосовуючи прийоми креслення. Авіація, промисловість, суспільство: матеріали II Міжнар. наук.-практ. конф., м. Кременчук, 12 трав. 2021 р. Кременчук, 2021.

9. Кухаренко Д. В., Горєлов О.Ю. Створення тривимірної моделі шлунково-кишкового тракту людини. II Міжнародна конференція «Виробництво & Механотронні системи», 25-26 жовтня 2018 року, Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, – С. 59 –61.

10. Кухаренко Д. В., Горєлов О.Ю., Кулинич Є.А., Яковенко А.О., Юрко О.О., Мосьпан Д.В. Комп’ютерні технології для моделювання складних біологічних систем. XVII Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних та біологічних об’єктів”, 2–4 листопада 2018 р. –

Кременчук: Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, 2018. – С.169–170.

11. Кухаренко Д. В., Шило Р.В. Передопераційне планування онкологічних захворювань нирки. XVII Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних та біологічних об’єктів”, 2–4 листопада 2018 р. – Кременчук: Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, 2018. – С.88–89.

12. Кухаренко Д. В., Яковенко А.О. Комп’ютерні технології планування оперативних втручань стосовно косоокості людини. Збірник студентських наукових статей «Автоматизація та приладобудування 2018». Частина 1 [електронне видання]. – Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, 2018. – С. 221–226.

13. Кухаренко Д. В., Кулинич Є.А. Перший етап побудови математичної моделі черепа людини. Збірник студентських наукових статей «Автоматизація та приладобудування 2018». Частина 1 [електронне видання]. – Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки, 2018. – С. 194–199.

Методичні вказівки щодо виконання практичних робіт з навчальної дисципліни «Медична апаратура» для студентів денної форми навчання зі спеціальності 171 – «Електроніка» освітньо-професійної програми «Технологія, обладнання та виробництво електронної техніки» освітнього ступеня «Бакалавр»

Укладач к.т.н., доц. Д.В. Кухаренко

Відповідальний за випуск зав. кафедри КІЕ А. Л. Перекрест

Підп. до др._____. Формат 60×84 1/16. Папір тип. Друк ризографія.

Ум. друк. арк._____. Наклад_____прим. Зам. №_____. Безкоштовно.

Редакційно-видавничий відділ

Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського
вул. Першотравнева 20, м. Кременчук, Полтавська обл., 39600