Міністерство освіти і науки україни

Національний авіаційний університет

Кафедра біокібернетики та аерокосмічної медицини

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ В. Д. Кузовик

“\_\_\_\_”\_\_\_\_\_\_\_\_\_2020 р.

**ДИПЛОМНА РОБОТА**

**(пояснювальна записка)**

випускника освітньоГО СТУПЕНЯ

“Магістр”

**Тема:** Методика калібрування медичних діагностичних приладів

**Виконавець:** Ляховецький В.О.

**Керівник:** к.т.н., доцент Кучеренко В.Л.

**Нормоконтролер:** к.т.н., доцент Кучеренко В.Л.

**Київ 2020**

**НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**

Факультет екологічної безпеки, інженерії та технологій

Кафедра біокібернетики та аерокосмічної медицини

Спеціальність 172 «Телекомуныкації та радіотехніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БІКАМ

\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_(Кузовик В.Д.)

«\_\_» \_\_\_\_\_\_\_\_ 2020 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на виконання дипломної роботи**

Ляховецького Владислава Олеговича

1. Тема дипломної роботи: \_\_\_**«**Методика калібрування медичних діагностичних приладів»\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

затверджена наказом ректора від «\_\_» \_\_\_\_\_\_\_ 2020 р. №180/ст.\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

1. Термін виконання роботи: з \_\_ \_\_\_\_\_ 2020р. по \_\_ \_\_\_\_\_\_ 2020р.
2. Вихідні дані до роботи: структурна схема електрокардіографа, інструкції по експлуатації, методики калібрування ЕКГ.
3. Зміст пояснювальної записки: огляд наукової літератури щодо основних теоретичних положень за темою дипломної роботи, дослідження роботи серцево судиної системи, огляд існуючих методик калібрування ЕКГ, обгрунтування та вдосконалення методики калібрування, обгрунтування та розробка схеми калібрувального генератора на основі вдосконаленої методики.
4. Перелік обов'язкового ілюстративного матеріалу: структурна схема електрокардіографа, принципова схема генератора, модель серцево судинної системи, процес зйому ЕКГ.
5. **Календарний план-графік**

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| №  пор. | Завдання | Термін  виконання | Відмітка про виконання |
| 1. | Аналіз літературних джерел |  | виконано |
| 2. | Оформити і обговорити з науковим керівником I розділ роботи |  | виконано |
| 3. | Оформити і обговорити з науковим керівником II розділ роботи |  | виконано |
| 4. | Оформити і обговорити з науковим керівником III розділ роботи |  | виконано |
| 5. | Оформити і обговорити з науковим керівником IV розділ роботи |  |  |
| 6. | Оформити і обговорити з науковим керівником V розділ роботи |  |  |
| 7. | Розробка презентації в МС |  | виконано |
| 8. | Оформлення пояснювальної записки |  | виконано |
| 9. | Оформлення супровідних документів |  | виконано |

1. Дата видачі завдання: “\_\_"\_\_\_\_\_\_ 2020 р.

Керівник дипломної роботи \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ Кучеренко В.Л.\_\_\_\_\_\_\_\_\_

(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_Ляховецький В.О.\_\_\_\_\_\_\_

(підпис випускника) (П.І.Б.)

# РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної роботи «Калібрування біомедичних пристроїв»: 107 сторінок,27 рисунків, 7 таблиць, 30 використаних джерел.

ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФ, ЕЛЕКТРКАРДІОСИГНАЛ, ГЕНЕРАТОР, ТЕСТУВАННЯ, ВІДВЕДЕННЯ, ДІАГНОСТИЧНЕ ОБЛАБНАННЯ, КАЛІБРУВАННЯ.

Об’єкт дослідження – процес калібрування електрокардіографа.

Предмет дослідження – методика калібрування електрокардіографа.

Проблема - необхідність підвищення якості обробки та реєстрації біосигналів та якості візуалізації ЕКГ сигналів.

Результат роботи – було вдосконалено методику калібрування електрокардіографа та на основі цієї методити розроблено генератор калібровочних імпульсів ЕКГ.

Мета роботи – необхідність підвищення якості обробки та реєстрації біосигналів та якості візуалізації ЕКГ сигналів.

В роботі було проаналізовано основні методи тестування електрокардіографів. В результаті дослідження було обгрунтовано та вдосконалено методику калібрування електрокардіографа, а також на основі цієї методики було розроблено багатосигнальний генератор калібровочних імпульсів ЕКГ.

ЗМІСТ

[РЕФЕРАТ 3](#_Toc30972759)

[ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ 6](#_Toc30972760)

[ВСТУП 7](#_Toc30972761)

[РОЗДІЛ 1 9](#_Toc30972762)

[ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ 9](#_Toc30972763)

[1.1 Будова і робота серця 9](#_Toc30972764)

[1.2 Біоелектричні явища в серцевому м’язі 14](#_Toc30972765)

[1.4 Функції серця 17](#_Toc30972766)

[1.4 Електрокардіографічні відведення 21](#_Toc30972767)

[1.1 Формування елементів нормальною ЕКГ і її характеристика 25](#_Toc30972768)

[1.6 Методика запису електрокардіограми 30](#_Toc30972769)

[1.7 Діагностичні можливості ЕКГ 33](#_Toc30972770)

[1.8 Приклади генераторів 34](#_Toc30972771)

[Висновки до розділу 1 41](#_Toc30972772)

[РОЗДІЛ 2 МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВИПРОБУВАНЬ СУЧАСНИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІВ 42](#_Toc30972773)

[2.1 Особливості побудови сучасних електрокардіографів 42](#_Toc30972774)

[2.1.1 Принципи побудови сучасних електрокардіографів 44](#_Toc30972775)

[2.2. Програмне забезпечення сучасних електрокардіографів 47](#_Toc30972776)

[2.2 Аналіз методів випробувань сучасних електрокардіографів 52](#_Toc30972777)

[2.1 Розроблена методика калібрування ЕКГ 58](#_Toc30972778)

[Висновки до розділу 2 59](#_Toc30972779)

[РОЗДІЛ 3 60](#_Toc30972780)

[РОЗРОБКА УНІВЕРСАЛЬНОГО БАГАТОСИГНАЛЬНОГО ГЕНЕРАТОРА КАЛІБРОВОЧНИХ ІМПУЛЬСІВ ЕКГ 60](#_Toc30972781)

[3.1 Обгрунтування та розробка схеми генратора сигналів 60](#_Toc30972782)

[3.2. Стабілізатор напруги 66](#_Toc30972783)

[3.3 Вузол контролю напруги батареї 69](#_Toc30972784)

[3.4 Розрахунок блоку живлення 73](#_Toc30972785)

[3.4.1 Структурна схема вториного джерела живлення 73](#_Toc30972786)

[3.4.2 Розрахунок трансформатора 73](#_Toc30972787)

[3.4.3 Стабілізатор напруги джерела живлення 74](#_Toc30972788)

[3.4.4 Електричний розрахунок випрямляча та фільтру 76](#_Toc30972789)

[Висновки до розділу 3 79](#_Toc30972790)

[РОЗДІЛ 4 81](#_Toc30972791)

[ОХОРОНА ПРАЦІ 81](#_Toc30972792)

[4.1 Перелік небезпечних і шкідливих факторів в процессі виготовлення кардіоімітатора 81](#_Toc30972793)

[4.2 Технічні та організаційні заходи, які виключають або обмежують вплив небезпечних та шкідливих виробничих факторів 85](#_Toc30972794)

[4.3 Забезпечення пожежної і вибухової безпеки 88](#_Toc30972795)

[4.4 Розрахунок освітлення виробничого приміщення 89](#_Toc30972796)

[4.5 Інструкції з техніки безпеки при виготовленні кардіоімітатора 91](#_Toc30972797)

[РОЗДІЛ 5 93](#_Toc30972798)

[ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА 93](#_Toc30972799)

[5.1 Аналіз впливу техногенних чинників на природне середовище 93](#_Toc30972800)

[5.2 Кардіоімітатор та його вплив на довкілля 94](#_Toc30972801)

[5.3 Методи та засоби захисту навколишнього середовища від впливу техногенних чинників 98](#_Toc30972802)

[5.4 Висновки 101](#_Toc30972803)

[ВИСНОВКИ 103](#_Toc30972804)

[**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ** 104](#_Toc30972805)

# ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика

ВСР – варіабельність серцевого ритму

ЕДС – електрорушійна сила

ЕК – електрокардіограф

ЕКГ – електрокардіограма

ЕКС – електрокардіосигнал

ЕМВ – електромагнітне випромінення

ЕМП – електромагнітне поле

МЕК – Міжнародна Електротехнічна Комісія

МЗР – молодший значущий розряд

ПЗ – програмне забезпечення

ПК – персональний комп’ютер

СК – система координат

ФВЧ – фільтр верхніх частот

ФНЧ – фільтр нижніх частот

ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач

ЧСС – частота серцевих скорочень

# ВСТУП

Серце є самим важливим органом в організмі людини. Багато людей помирають раптово із-за смертельної аритмії чи інфаркту міокарда. Ця трагедія відбувається постійно не лише в Україні, а й по всьому світі. Причина полягає в тому, що симптоми багатьох захворювань можуть бути замасковані або практично відсутніми. Тим не менш є признаки, які явно очевидні. За допомогою елекрокардіографії, яка визначає ці значущі признаки, передумови для появи симптомів. Електрокардіографія представляє собою метод графічної реєстрації електричних процесів, які виникають при діяльності сердця. Спеціалісти медичних закладів оброблюють отриману інформацію, аналізують її та приймають необхідні міри, щоб життя було збережено. Коли врачі використовують дані елктрокардіографії, вони можуть ідентифікувати небезпечні захворювання сердця. Якщо ці симптоми не діагностувалися раніше багато хто із людей будуть страждати від раптової сердечної смерті. Нажаль, хворих саме серцево-судиними захворюваннями реєструється більше всіх. Сердцеві монітори забезпечують непреривне відображення електричної активності сердця. Дані ЕКГ пацієнта зберігаються та використовуються для порівняння; монітори зазвичай мають базові еталоні ЕКГ інформціїї та запис часу та дати. Медичний персонал не повинен експерементувати в електрокардіографії, для того щоб зберегти життя пацієнту. Теперешнє електрокардіографічне обладнання настільки досконале, що обраблять дані, просто знаходять певні признаки ЕКГ, за допомогою яких багото людських життів можуть бути захищені від передчасної смерті.

Електрокардіографи є основними діагностичними інструментами, які використовуються в лікарнях, швидкій допомозі навіть вдома. Хоча, електрокардіографічне обладнання як і будь-яке інше радіолектронне обладнання може виходити з ладу. Його потрібно періодично перевіряти та калібрувати. Для цього потрібно спроектувати дуже складні системи. Генератор сигналів видає такі калібровочні сигнали, які виробляє людське сердце. Такийх прилад є абсолютно необхідним інструмментом для проектування, розробки та тестування будь-якого типу обладнання для діагностики серця. На це є декілька причин. Перша має відношення до безпеки людей. Люди не можуть бути використані для забезпечення необхідних вхідних сигналів для обладнання ЕКГ на будь-якому етапі проектування або тестування обладнання. Насправді, існують строгі правила щоб гарантувати, що всі медичні прилади, які вступають в контакт с людським організмом, були добре протестовані та довели свою безпеку і точність, перш ніж вони де-небудь будуть використовуватися в медичних закладах або зв’язані з людиною. Друга причина, згідно з якою симулятор необхідний також відноситься до безпеки, він потрібен щоб перевірити всі параметри продуктивності серцевих моніторів та іншого ЕКГ обладнання, перш ніж вони будуть одобрені для використаня в медичних закладах. І останньою причиною по якій симулятори є необхідними це забезпечення способу перевірки ЕКГ медичні діагностичні алгоритми (цифровий сигнал), щоб впевнитись, що це дійсно та послідовність, яка вірну медичну діагностику серця. Ці три причини є основою для необхідності використання генераторів.

# РОЗДІЛ 1

# ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Даний розділ містить основні положення електрокардіографії, базові поняття, область застосування. У першому підрозділі описано будову та роботу серця. У другому підрозділі представлені біолектричні явища в серцевомо мязі. В третьому підрозділі описано функції серця. В четвертому підрозділі описано основні електрокардіографічні відведення. В п’ятому підрозділі описано формулювання елементів нормальної ЕКГ і її характеристика. В шостому підрозділі надана інформація про методику запису електрокардіограми. У сьомому підрозділі представлені діагностичні можливості ЕКГ. У восьмому підрозділі наведені приклади генераторів для еревірки електрокардіографів.

# Будова і робота серця

Серце - центральний орган кровоносної системи, який представляє собою порожнистий м’язовий орган конусоподібної форми. По відношенню до серединної лінії тіла, людське серце розміщується нерівномірно біля 2/3-зліва від вказаної лінії, а решта справа.[1] Серце розміщується в грудній клітці, поміщене в серцеву сумку-перикард, та міститься між лівою і правою плевральними порожнинами, котрі містять в собі легені. Повздовжня вісь серця проходить косо зверху вниз, справа наліво та ззаду наперед. Положення серця буває різним: поперечним, косим або вертикальним.

Вертикальне положення серця частіше за все буває в людей з вузькою та довгою грудною кліткою, поперечне - в людей з широкою та короткою. Розрізняють основу серця, котре направлене вперед, вниз та вліво. В основі серця знаходяться передсердя. З основи серця виходять: аорта та легеневий стовбур, в основу серця входять: верхня та нижня вени, праві та ліві легеневі вени. Таким чином, серце зафіксоване на перелічених вище великих судинах.

Своєю задньо-нижньою частиною серце прилягає до діафрагми, а грудинно-реберною поверхнею повернуте до грудини та реберних хрящів. На поверхні серця розрізняють три борозни: одну-вінцеву, між передсердями та шлуночками та дві поздовжні(передня та задня) між шлуночками.[1]

Довжина серця дорослої людини лежить в межах 100-150 мм, ширина в основі 80-110 мм. Вага серця в середньому в жінок становить 253г, в мужчин-332 грама. В новонароджених вага серця-18-20 грам. Серце складається з чотирьох камер: праве передсердя, правий шлуночок, ліве передсердя, лівий шлуночок. Передсердя розміщаються над шлуночками. Порожнини передсердь відділяються один від одного міжпередсердною перегородкою, а шлуночки розділені міжшлуночковою перегородкою. Передсердя сполучаються з шлуночками за допомогою отворів.

Праве передсердя в дорослої людини має ємність 100-140 мл, товщину стінок 2-3 мм. Праве передсердя сполучається з правим шлуночком через отвір, котрий має трьохстулковий клапан. Ззаду, в праве передсердя зверху впадає верхня вена, а внизу нижня. Початок нижньої вени має заслонку. В задньонижню частину правого передсердя впадає вінцевий синус серця, котрий також має заслонку. Вінцевий синус серця збирає венозну кров з власних вен серця. Правий шлуночок серця має форму трьохгранної піраміди, котра повернута основою наверх. Місткість правого шлуночка в дорослих 150-240 мл а товщина стінок-5-7 мм.

Вага правого шлуночка 64-74 грами. В ньому розрізняють дві частини: власне шлуночок та артеріальний конус, котрий розміщений в верхній частині лівої половини шлуночка. Артеріальний конус переходить в легеневий ствол-велику венозну судину, котра несе кров в легені. Кров з правого шлуночка поступає в легеневий ствол через тристулковий клапан.

Ліве передсердя має місткість 90-135 мл, товщину стінок 2-3 мм. На задній стінці передсердя розміщені початки легеневих вен (судин, котрі несуть з легень збагачену киснем кров) по два справа і зліва.

Лівий шлуночок має конічну форму, його місткість від 130 до 220 мл; товщина стінки 11-14 мм. Вага лівого шлуночка 130-150 грам. В порожнині лівого шлуночка є два отвори: передсердно-шлуночковий (ліворуч і попереду), котрий містить двостулковий клапан, і отвір аорти (головної артерії організму), котрий містить тристулковий клапан. У правому і лівому шлуночках є численні м'язові виступи у виді поперечин - трабекули. Роботу клапанів регулюють сосочкові м’язи.

Стінка серця складається з трьох шарів: зовнішнього - епікарду, середнього - міокарду(м'язової шар), і внутрішнього - ендокарду. Як праве, так і ліве передсердя з бічних сторін мають невеликі виступаючі частини - вушка. Джерелом іннервації серця є серцеве сплетіння - частина загально грудного вегетативного сплетіння. У самому серці є багато нервових сплетінь і нервових вузлів, які регулюють частоту і силу скорочень серця, роботу серцевих клапанів.[4]

Кровопостачання серця здійснюється двома артеріями: правою і лівою вінцевою, котрі є першими вітками аорти. Вінцеві артерії діляться на більш дрібні вітки, які і охоплюють серце. Діаметр початку правої вінцевої артерії коливається від 3,5 до 4,6 мм, лівої - від 3,5 до 4,8 мм. Іноді замість двох вінцевих артерій може бути одна.

Відтік крові з вен стінок серця в основному відбувається у вінцевий синус, який впадає в праве передсердя. Лімфатична рідина через лімфатичні капіляри відтікає з ендокарду і міокарду в лімфатичні вузли, розташовані під епікардом, а звідти лімфа надходить у лімфатичні судини і вузли грудної клітки.

Робота серця як насоса є основним джерелом механічної енергії руху крові в судинах, завдяки чому підтримується безперервність обміну речовин і енергії в організмі.

Діяльність серця відбувається за рахунок перетворення хімічної енергії в механічну енергію скорочення міокарда.[29]

Крім того, міокард має властивість збудливості.

Здатність провідної системи серця самостійно виробляти імпульси збудження одержало назву автоматизму. У серці існують центри, які генерують імпульси, що ведуть до збудження міокарда з наступним його скороченням (тобто здійснюється процес автоматизму з наступним збудженням міокарда). Такі центри (вузли) забезпечують ритмічне скорочення в необхідній черговості передсердь і шлуночків серця. Скорочення обох передсердь, а потім обох шлуночків здійснюються практично одночасно.

Всередині серця внаслідок наявності клапанів кров рухається в одному напрямку. У фазі діастоли (розширення порожнин серця, пов'язане з розслабленням міокарда) кров надходить з передсердь у шлуночки. У фазі систоли (послідовні скорочення міокарда передсердь, а потім шлуночків) кров надходить із правого шлуночка в легеневий стовбур, з лівого шлуночка - в аорту.

У фазі діастоли серця тиск у його камерах близький до нуля; 2/3 обсягу крові, яка надходить у фазі діастоли, притікає через позитивний тиск у венах поза серцем і 1/3 підкачується в шлуночки в фазі систоли передсердь. Передсердя є резервуаром для крові, яка прибуває; об’єм передсердь може зростати, завдяки наявності передсердних вушок.

Зміна тиску в камерах серця і судинах, які відходять від нього, викликає рух клапанів серця, переміщення крові. При скороченні правий і лівий шлуночки виганяють по 60 - 70 мл крові.

У порівнянні з іншими органами (за винятком кори головного мозку) серце найбільш інтенсивно поглинає кисень. У чоловіків розміри серця на 10 - 15% більші, ніж у жінок, однак частота серцевих скорочень на 10-15% нижча.

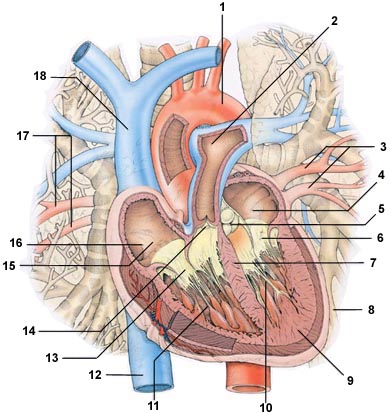


Рис. 1.1. Будова серця

1. аорта;
2. легеневий стовбур;
3. легеневі вени;
4. ліве передсердя;
5. клапан аорти;
6. мі тральний клапан;
7. перегородка;
8. перикард;
9. міокард;
10. лівий шлуночок;
11. правий шлуночок;
12. нижня порожниста вена;
13. тристулковий клапан;
14. клапан легеневого стовбура;
15. ендокард;
16. праві передсердя;
17. легеневі вени;
18. верхня порожниста вена.

# Біоелектричні явища в серцевому м’язі

В основі електричних явищ, що виникають в сердечному м'язі, лежить переміщення через зовнішню мембрану міокардиальної клітини іонів калія, натрію, кальцію, хлора і ін. Клітинна мембрана в електрохімічному відношенні є оболонкою, що має виборчу проникність для різних іонів.

Електричні явища, пов'язані з діяльністю всього серця, прийнято розглядати на прикладі окремого м'язового волокна. Це допустимо, оскільки електричні процеси, що відбуваються в міокардиальній клітині і в серці в цілому мають спільні закономірності [1,4].

В стані спокою зовнішня поверхня клітинної мембрани м'язового волокна заряджена позитивно (+). При збудженні зовнішня поверхня деполяризованої ділянки змінює заряд на негативний (-).

Реполярізация м'язової клітини супроводжується відновленням (+) зарядів на її поверхні. Процес поширення по м'язовому волокну хвилі деполяризації, як і хвилі реполяризации, схематично можна представити у вигляді переміщення подвійного шару зарядів, розташованих на кордоні збуджених, заряджених (-) і незбуджених, заряджених (+), ділянок волокна. Ці заряди рівні по абсолютній величині, протилежні по знаку і знаходяться на нескінченно малій відстані один від одного. Така система, що складається з двох рівних по величині, але протилежних по знаку зарядів, називається диполем. Позитивний полюс диполя завжди обернений у бік незбудженого, а негативний полюс - у бік збудженої ділянки м'язового волокна. Диполь може послужити моделлю електричної активності окремого м'язового волокна, яке позначають як елементарний диполь. Елементарний диполь характеризується різницею потенціалів і є джерелом елементарної електрорушійної сили (ЕДС). ЕДС - величина векторна; її характеризують абсолютне значення і напрям. У електрокардіографії прийнята позитивна полярність вектора, тобто напрям від (-) до (+).

На поверхні незбудженого м'язового волокна різниця потенціалів відсутня - реєструючий прилад фіксує изолинию. При появі збудження на кордоні збуджених і незбуджених ділянок з'являється диполь, який разом з хвилею збудження на її "гребені" переміщається по м'язовому волокну. Між збудженими і такими, що залишилися на даний момент в стані спокою, ділянками поверхні міокардиального волокна виникає різниця потенціалів. Якщо електрод, сполучений з позитивним полюсом реєструючого приладу (активний, дифферентний), звернений до (+) полюса диполя, тобто вектор ЕДС направлений до цього електроду, то реєструється відхилення кривої вгору або позитивний зубець. У разі, коли активний електрод звернений до негативного заряду диполя, тобто вектор ЕДС направлений від цього електроду, виникає відхилення кривої вниз або негативний зубець.

У кожен момент серцевого циклу в стані збудження виявляється безліч м'язових волокон, які представляють собою елементарні диполі. При одночасному існуванні декількох диполів їх ЕДС взаємодіє за законом складання векторів, утворюючи сумарну ЕДС. Таким чином, при певних допущеннях серце можна розглядатися як одне точкове джерело струму - сумарний єдиний сердечний диполь, що продукує сумарну ЕДС [6].

При строго послідовному поширенні збудження по міокарду, коли на різних етапах цього процесу залученими в стан збудження виявляються різні, але визначені по локалізації ділянки серця і різні по величині м'язові маси, сумарна ЕДС послідовно і закономірно змінюється по величині і напряму. Кожному окремому моменту серцевого циклу відповідає своя сумарна моментна ЕДС.

Імпульс до збудження серця в нормі генерують Р-клетки синоатриального вузла, що мають найбільш високий автоматизм (здібність до спонтанної повільної деполяризації діастоли). З синоатриального вузла, розташованого у верхній частці правого передсердя, збудження поширюється по скоротливому міокарду передсердя (спочатку правого, потім обидва і на завершальному етапі - лівого), по міжпередсердному пучку Бахмана і міжвузловим спеціалізованим трактам (Бахмана, Венкебаха, Тореля) до атріовентрикулярного вузла. Основний напрям руху хвилі деполяризації передсердя (сумарного вектора) - вниз і вліво. Минувши атріовентрикулярне з'єднання, де відбувається різке зниження швидкості поширення збудження (атріовентрикулярна затримка проведення імпульсу), електричний імпульс швидко розповсюджується по внутрішньошлуночковій провідній системі. Вона складається з пучка Гіса (предсердно-шлуночкового пучка), ніжок (гілок) пучка Гіса і волокон Пуркиньє. Пучок Гіса ділиться на праву і ліву ніжки. Ліва ніжка поблизу від основного стовбура пучка Гіса розділяється на два розгалуження: передньо-верхнє і задньо-нижнє. У ряді випадків є третя, серединна гілка. Кінцеві розгалуження внутрішньошлуночкової провідної системи представлені волокнами Пуркиньє. Вони розташовуються переважно субендокардиально і безпосередньо пов'язані з скоротливим міокардом. Тому поширення збудження по вільних стінках шлуночків йде з безлічі точок в субендокардиальних шарах до субепикардиальних.

Збудження скоротливого міокарду шлуночків починається з лівої половини міжшлуночкової перегородки, куди раніше минає електричний імпульс по коротшій лівій ніжці. Хвиля збудження рухається вправо. У нормі обхват збудженням всієї міжшлуночкової перегородки відбувається за 0,02-0,03с. Через 0,005-0,01с від початку збудження перегородки процес деполяризації поширюється на субендокардиальні шари міокарду верхівки, передньої і бічної стінок правого шлуночку. Хвиля збудження переміщається до епикарду, тому сумарний вектор деполяризації правого шлуночку направлений управо і вперед, як і вектор міжшлуночкової перегородки. Разом вони впродовж перших 0,02-0,03с визначають напрям ранніх сумарних векторів серця управо і вперед. Після вступу до процесу збудження лівого шлуночку, що відбувається на 0,03-0,04 с, сумарний вектор серця починає відхилятися вниз і вліво, а потім у міру обхвату все більшої маси міокарду лівого шлуночку він відхиляється все більше вліво. Щонайдовшими будуть вектори 0,04-0,05 с, оскільки вони відображають момент, коли збуджується одночасно максимальне число м'язових волокон міокарду. Надалі (0,06-0,07 с), сумарні вектори також направлені вліво, але мають меншу величину.

Вектори 0,08-0,09-0,10 с (кінцеві) обумовлені збудженням основи міжшлуночкової перегородки і шлуночків. Вони орієнтовані вгору і злегка управо, мають найбільшу величину. Реполярізация шлуночків, починаючись з субепикардиальных шарів міокарду, поширюється до ендокарду. Тому, сумарний вектор реполяризации має той же напрям, що і вектор деполяризації шлуночків. З вищесказаного виходить, що в процесі серцевого циклу сумарний вектор, постійно змінюючись по величині і орієнтації, більший період часу має напрям зверху і справа вниз і вліво.[1,7,5]

# Функції серця

Робота серця дуже складний механізм. Для виконання насосної функції серце має:

* функцією автоматизму, що полягає у виробленні електричних імпульсів без зовнішнього впливу (таблиця 1.1);
* функцією провідності, можливості проведення збудження до різних відділах серця (таблиця 1.2);
* функцією збудливості, здатності провідної системи серця і скорочувального міокарда порушуватися під впливом електричних імпульсів;
* функцією скоротливості, здатності міокарда до скорочення в відповідь на його збудження.

Таблиця 1.1 - Центри автоматизму

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Центри автоматизму | | |
| 1 порядку (60-80 імп/хв) | 2 порядка (40-60 імп/хв) | 3 порядка (25-45 імп/хв) |
| синотріальний вузол (СА-вузол) | атривенекулярне з’єднання (АВ-з’єнання) | нижня частина п.Гіса, його гілки) |
|  | провідна система передсердь і шлуночнків) | волокна Пуркіньє |

Порушення серця являє собою виникнення трансмембраного потенціалу, тобто електричного струму, а наступним збуджується і скоротливий міокард. Для різних фаз, при яких формується трансмембранний потенціал, збудливість міокарда є різною. Початок формування (фази 0,1,2) - відбувається в абсолютному рефракторном періоді міокардиального волокна, в самому кінці формування (фаза 3) - званим відносним рефракторним періодом, додатковий стимул викликає повторне порушення клітини. Під час діастоли (фаза 4) відбувається повне відновлення збудливості міокарда.

Таблиця 1.2 - Послідовність проходження збудження

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Послідовність проходження збудження | | | | | | |
| Провідна система серця | Праве передсердя, праве + ліве, ліве передсердя | Атріовентикулярний вузол | Передсердно-шлуночковий пучок Гіса, ножки п.Гіса, волокна Пуркін’є | Послідовність охоплення збудження шлуночків | | |
| Середня  третина лівої частини міжшлуночкової перегородки | Апікальна передня, задня і бокова стінки правого, а потім і лівого шлуночка | Базальні відділи лівого, правого шлуночків і міжшлуночкова перегородка |
| час охоплення збудження, швидкість провідності | Не більше 0,10с | фізіолгічна затримка хвилі збудження (швидкість провідності  2-5см\*с-1) | 100-150см\* с-1 – ножки п.Гіса;  300-400см\* с-1 – волокна Пуркін’є | 0,08-0,10с | | |
| вектор збудження | зверху-вниз і вліво |  | одночасне збудження | зліва-направо і охоплюють її нижню частину | зверху-вниз і направо | вверх і злегка праворуч |



Рис.1.2 Провідна система серця

1. Верхня порожниста вена

2. Легеневі вени

3. Нижня порожниста вена

4. Синусовий вузол

5. Міжвузловий шлях

6. Артиовеникулярний вузол

7. Загальний стовбур пучка Гіса

8. Ліва ніжка пучка Гіса

ПП/ЛП – праве/ліве передсердя

ПЖ/ЛЖ – правий/лівий шлуночок

8а. Передня гілка лівої ніжки пучка Гіса

8б. Задня гілка лівої ніжки пучка Гіса

9. Права ніжка пучка Гіса

10. Міжпередседний шлях

11. Волокна Пуркін’є

# Електрокардіографічні відведення

Являючись джерелом ЕДС, серце створює в тілі людини, як в навколишньому провіднику, і на його поверхні електричне поле. Динаміка сумарною ЕДС серця впродовж серцевого циклу, переважаюча орієнтація сумарного вектора такі, що більшу частину серцевого циклу позитивні потенціали електричного поля зосереджені в лівій і нижній частках тіла, а негативні - в правій і верхній. Наявність на поверхні тіла людини точок, що відрізняються величиною і знаком потенціалу, дозволяє зареєструвати між ними різницю потенціалів [4]. У електрокардіографії з цією метою використовуються строго певні точки, що дозволяє уніфікувати метод і добитися найбільшої його інформативності. Реєстрація різниці потенціалів між двома певними точками електричного поля серця, на які встановлені електроди, називаються електрокардіографічним відведенням. Гіпотетична лінія, що сполучає ці точки, є віссю відведення. У електрокардіографічному відведенні розрізняють полярність. За позитивний вважають полюс, що має більший потенціал; він підключається до анода електрокардіографа (звернений до позитивного електроду). Негативний полюс відповідно з'єднується з катодом (звернений до негативного електроду).

Звичайне електрокардіографічне дослідження включає обов'язкову реєстрацію 12 відведень: 3-х стандартних, 3-х посилених однополюсних від кінцівок і 6-ти грудних [3].

Стандартні відведення - це двополюсні відведення від кінцівок, запропоновані Ейнтховеном. Їх позначають римськими цифрами I, II, III. Дані відведення реєструють різницю потенціалів між двома кінцівками. Для їх запису електроди накладають на обидві верхні і ліву нижню кінцівці і попарно подають потенціали на вхід електрокардіографа, строго дотримуючи полярність відведень. Четверті електрод поміщають на праву ногу для підключення заземлення дроту.

Порядок підключення до електрокардіографа при реєстрації стандартних відведень:

I відведення - права рука (негативний електрод) - ліва рука (позитивний електрод);

II відведення - права рука (негативний електрод) - ліва нога (позитивний електрод);

III відведення - ліва рука (негативний електрод) - ліва нога (позитивний електрод);

Осі трьох стандартних відведень є сторонами схематичного рівностороннього трикутника Ейнтховена. Вершинам цього трикутника відповідають електроди, встановлені на правій руці, лівій руці і лівій нозі. У центрі розташований електричний центр серця - точковий єдиний сумарний сердечний диполь, однаково віддалений від всіх трьох осей відведень. Перпендикуляри, обернені з центру трикутника Ейнтховена на осі відведень, ділять їх на позитивну, звернену до позитивного електроду і негативну, звернену до негативного електроду, половини. Кути між осями відведень складають 60о.

Посилені однополюсні відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) запропоновані Гольдбергером. Для запису цих відведень активний (+) електрод послідовно розміщується на правій руці (aVR), на лівій руці (aVL) і лівій нозі (aVF). На негативний полюс електрокардіографа подається сумарний потенціал з двох вільних від активного електроду кінцівок. Отже, ці відведення реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок і середнім потенціалом два інших. Лінії цих відведень в трикутнику Ейнтховена сполучають його вершини з серединами ліній відведень, що є протилежними. Всі шість відведень від кінцівок складають єдину систему: вони відображають зміни сумарного вектора серця у фронтальній плоскості, тобто відхилення його вгору або вниз, вліво або вправо. Для наочнішого візуального визначення цих відхилень Бейлі запропонував шестиосьову систему координат. Її можна представити, перемістивши в просторі осі всіх шість відведень від кінцівок так, щоб вони пройшли через центр трикутника Ейнтховена. У шестиосьовій системі координат кут між сусідніми осями рівний 30о. Відведення від кінцівок відображають динаміку сумарною ЕДС серця в цілому. Проте, досвід практичної електрокардіографії показав, що відведення I і aVL переважно виявляють ознаки гіпертрофії лівих камер серця і осередкові зміни міокарду в передній і бічній стінках лівого шлуночку; відведення III і aVF - ознаки гіпертрофії правих камер і осередкові зміни міокарду задньо-нижньої (задньо-діафрагмальної) стінки лівого шлуночку. Відведення II займає в цьому відношенні проміжне положення.[6,4]

Грудні відведення - це однополюсні відведення, запропоновані Вільсоном. Вони реєструють різницю потенціалів між активним (+) електродом, розміщенним в строго певні точки на грудній стінці і (-) об'єднаним електродом Вільсона. Останній утворюється при з'єднанні трьох кінцівок (правої руки, лівої руки і лівої ноги) і має потенціал, близький до нуля. Грудні відведення позначають буквою V з вказівкою номера позиції активного електроду, позначеного арабською цифрою.

Позитивна частина осі кожного грудного відведення утворюється лінією, що сполучає електричний центр серця з місцем розташування активного електроду. Продовження її за електричний центр складає негативну частину осі відведення.

Грудні відведення реєструють зміни ЕДС серця переважно в горизонтальній плоскості. Відведення V1-V2, наближені до правих відділів серця, називаються правими грудними і чутливіші до змін електричних процесів в правому відділі серця. Відведення V5-V6, розташовані ближче до лівого шлуночку, переважно відображають зміни в цьому відділі серця. При осередковому ураженні зміни передньо-перегородчастій зони лівого шлуночку знаходять віддзеркалення у відведеннях V1-V3, області верхівки - у відведенні V4 і передньо-бічний стінки шлуночку у відведеннях V5-V6.

Можливості електрокардіографії можуть бути істотно розширені реєстрацією додаткових відведень. Необхідність в них виникає при недостатній інформативності 12-ти загальноприйнятих відведень. Існує безліч додаткових відведень і використовуються вони за певними свідченнями. Наприклад, в діагностиці задньо-базальних і задньо-бічних інфарктів міокарду надзвичайно корисними можуть стати крайні ліві грудні відведення V7-V9. Для запису цих відведень активний електрод встановлюється відповідно по задній пахвовій, лопаточній і паравертебральній лініям на горизонтальному рівні електродів V4-V6 [5].

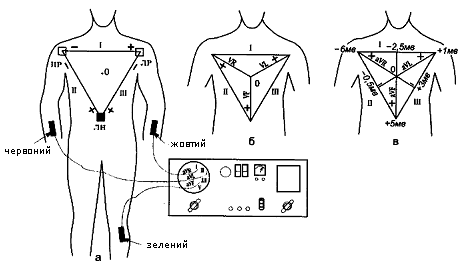


Рис. 1.3.Схема розміщення і полярності осей ЕКГ-відведень:

а – трикутник Ейтховена – розміщення і полярність стандартних відведень;

б – грудні відведення ; в – однополюсні посилені відведення.

У клінічній практиці широкого поширення набули відведення по Небу. Це двополюсні відведення, які фіксують різницю потенціалів між двома точками на поверхні грудної клітки. Відведення Dorsalis (D) - активний (+) електрод поміщається на рівні верхівки серця по задній пахвовій лінії, (-) електрод - в II міжребер’я біля правого краю грудини. Відведення Anterior (A) - активний (+) електрод - на місці верхівкового поштовху, (-) електрод - в II міжребер’я біля правого краю грудини. Відведення Inferior (J) - активний (+) електрод - на місці верхівкового поштовху, (-) електрод на рівні верхівки серця по задній пахвовій лінії.[22]

Відведення по Небу застосовуються для діагностики осередкових змін міокарду в області задньої стінки (відведення D), передньо-бічний (відведення A) і верхніх відділів передньої стінки лівого шлуночку (відведення J).

# Формування елементів нормальною ЕКГ і її характеристика

Електрокардіограма - графічне вираження змін в часі інтегральної електричної активності серця.

Метод дозволяє оцінити найважливіші функції серця: автоматизм, збудливість і провідність.

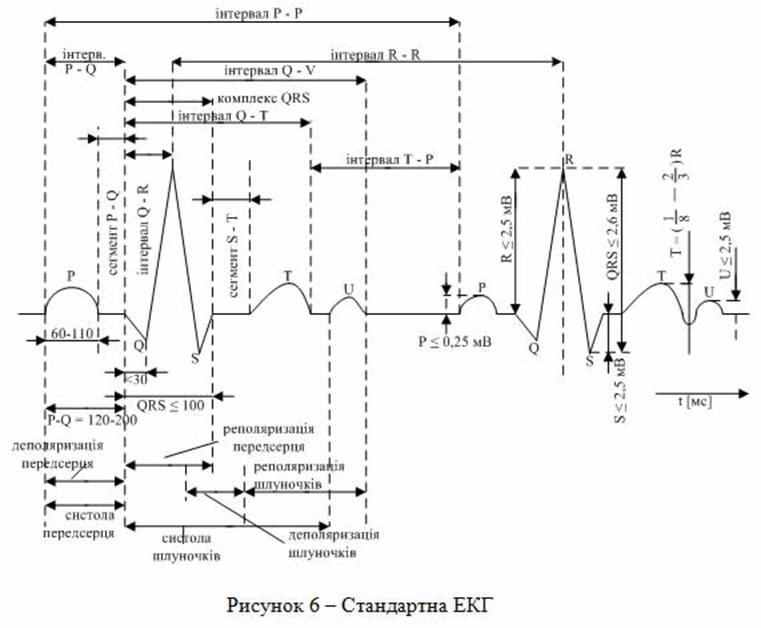
Форма кривої ЕКГ при синхронному записі різних ділянок тіла буде різною. Зубці чи хвилі ЕКГ характеризують величину, напрямок і локалізацію потенціалів серця. Відрізки ЕКГ, що знаходяться між зубцями, називаються сегментами, а відрізки, що складаються із сегменту і прилягаючого зубця, - інтервалами.

Горизонтальні ділянки сегментів вказують на відсутність різниці потенціалів на поверхні тіла. Вони зображуються ізоелектричною лінією.

Зубці і хвилі, спрямовані вершиною вгору від ізоелектричної лінії, називаються позитивними, униз - негативними. Вершина зубця утворена висхідними і спадними колінами.

Висота (амплітуда) зубців виміряється в міліметрах. Тривалість сегментів і інтервалів кривої ЕКГ по горизонталі виміряється в секундах (частках секунди).[26]

Форма кривої стандартної ЕКГ представлена на рис.1.3.

 Рис. 1.4.Форма кривої ЕКГ

Крива ЕКГ складається з трьох основних відхилень, що Ейтховен довільно, не знаючи їх генеза, позначив послідовними буквами алфавіту. До них відносяться:

1) зубець P;

2) комплекс QRS біля складу зубців Q, R, S;

3) зубець Т (рис.1.1).

Для характеристики амплітуди зубців шлуночкового комплексу один щодо одного використовують рядкові (q, r, s) і прописні (Q, R, S) букви.

Для нормальної ЕКГ основні характеристики зубців і інтервалів наступні.

Зубець Р – рівний, без закруглень. Тривалість (ширина) зубця не перевищує 0,08 - 1 секунди, амплітуда не перевищує 2,5 мм.

Зубець Р - передсердний комплекс, що відображає процес поширення збудження (деполяризації) передсердя. Джерелом його є синусний вузол, розташований біля гирла верхньої порожнистої вени (у верхній частці правого передсердя). Перші 0,02-0,03 с, хвиля збудження поширюється толькопо правому передсердю, подальші 0,03-0,06 с йде одночасно по обом передсердю. У завершальних 0,02-0,03 з воно поширюється лише по лівому передсердю, оскільки весь міокард правого передсердя до цього часу вже знаходиться у збудженому стані.

Полярність зубця Р різна в різних відведеннях РI,II,aVF,V3-V6 завжди позитивна. РaVR завжди негативний.

РIII може бути позитивний, двофазний або негативний при горизонтальному положенні електричної осі серця. РaVL позитивним, двофазним або негативним при вертикальній електричній позиції серця.

РV1 частіше буває двофазним, може реєструватися у вигляді невисокого позитивного зубця. Зрідка таку ж полярність має РV2.

Амплітуда зубця Р складає 0,5-2,5 мм. Тривалість його не перевищує 0,1 с (коливається від 0,07 до 0,1 с).

Сегмент P-Q. Збудження атріовентрикулярного з'єднання, пучка Гіса, ніжок пучка Гіса, волокон Пуркинье створює дуже маленьку різницю потенціалів, яка на ЕКГ представлена ізоелектричною лінією, розташованою між кінцем зубця Р і початком шлуночкового комплексу.

Інтервал P-Q відповідає часу поширення збудження від синусного вузла до скоротливого міокарду шлуночків. Цей показник включає зубець Р і сегмент P-Q і вимірюється від початку зубця Р до початку шлуночкового комплексу. Тривалість інтервалу P-Q в нормі складає 0,12-0,20 с і залежить від частоти серцевих скорочень, збільшуючись зі скороченням синусного ритму. [3,5]

Комплекс QRS - шлуночковий комплекс, що формується в процесі деполяризації шлуночків. Для більшої наочності пояснення походження окремих зубців цього комплексу безперервний процес ходу збудження по шлуночках розділяється на 3 основних етапи.

I етап (початковий). Він відповідає першим 0,02-0,03 с поширення збудження по міокарду шлуночків і обумовлені, в основному, збудженням міжшлуночкової перегородки, а також, у меншій мірі, правого шлуночку.

Сумарний початковий вектор направлений вправо і вперед і має невелику величину. Проекцією цього вектора на осі відведень визначаються напрям і величина початкового зубця шлуночкового комплексу в більшості електрокардіографічних відведень. Оскільки початковий вектор деполяризації шлуночків проектується на негативні частки осей відведень I, II, III, aVL, aVF, то в цих відведеннях реєструється невелике негативне відхилення - зубець q. Напрям його від електродів V5-V6 також пояснює появу невеликого зубця q в цих відведеннях.

Одночасно даний вектор орієнтований від електродів V1-V2, де під його дією формується невеликий за амплітудою початковий позитивний зубець - зубець R.

II етап (головний). Він має місце впродовж подальших 0,04-0,07 с, коли збудження поширюється по вільних стінках шлуночків. Сумарний (моментний) головний вектор направлений справа наліво відповідно орієнтації сумарного вектора потужнішого лівого шлуночку. Проекція головного моментного вектора на осі відведень визначає основний зубець шлуночкового комплексу в кожному з них.

Він проектується на позитивні частки осей I, II, III, aVL, aVF відведень, де формуються зубці R і на негативну частку відведення aVR, що приводить до одночасної реєстрації негативного зубця S.

Головний моментний вектор орієнтований до електродів V5-V6, тут під його впливом виникають позитивні зубці - зубці R. Цей же вектор має напрям від електродів V1-V2, тому в той же період часу в них формується негативний зубець - зубець S.

III етап (завершальний). Процес деполяризації шлуночків закінчується обхватом збудженням їх базальних відділів. Це відбувається на 0,08-0,10 с. Сумарний (моментний) термінальний вектор має невелику величину і значно варіює по напряму. Проте, частіше він орієнтований управо і назад. У ряді відведень від кінцівок, у відведеннях V4-V6 під його дією утворюються термінальні негативні зубці – зубці S. У відведеннях V1-V2 цей вектор, зливаючись з головним, вносить свій вклад до формування глибоких зубців S.

Сегмент ST - період, коли шлуночки продовжують знаходитися в стані деполяризації. Біля норми розташований на ізолінії, депресія ST допускається до 0,5мм, а його підйом біля стандартних відведеннях не повинний перевищувати 1мм.[7]

Зубець Т відбиває процеси реполяризації шлуночків. Тривалість складає 0,1 - 0,25 секунди, амплітуда від 1/8 до 2/3 зубця R. За формою рівний, закруглений.

Нормальні величини QT коливаються в межах 0,35 - 0,44 секунд. У нормі збільшення QT (у порівнянні з нормою) не повинне перевищувати 0,05 секунди.

Сегмент ТР - діастола серця. Виміряється від кінця Т до початку Р. Розташований на ізолінії, залежить від частоти ритму.

Інтервал R-R характеризує тривалість повного серцевого циклу - систоли і діастоли. Для визначення частоти серцевих скорочень 60/RR,розходження інтервалів RR = RR не повинне бути більш 0,1 секунди, у противному випадку говорять про їхню аритмію. [7,14]

Таким чином, одні і ті ж електричні процеси, що реєструються одночасно при поширенні збудження у відведеннях можуть бути представлені зубцями різної полярності і величини.[7]

Це визначається проекцією відповідних моментних векторів на осі відведень. Іншими словами, залежно від положення електродів, зубці, що відображають початковий, головний і завершальний етапи деполяризації шлуночків можуть мати різний напрям і різну амплітуду. При амплітуді зубця шлуночкового комплексу, що перевищує 5 мм, він позначається заголовною буквою. Якщо ж амплітуда зубця менше 5 мм - малою.[30]

Зубцем Q позначається перший зубець шлуночкового комплексу, якщо він направлений вниз. Таким чином, в шлуночковому комплексі може бути лише один зубець Q.

Зубець R - будь-який зубець шлуночкового комплексу, направлений вгору від изолинии, тобто позитивний. За наявності декількох позитивних зубців їх позначають відповідно як R, R", R" і так далі

Зубець S - негативний зубець, наступний за позитивним зубцем, тобто зубцем R. Зубців S також може бути декілька і тоді вони позначаються як S", S" і так далі.

Якщо шлуночковий комплекс представлений одним негативним зубцем (за відсутності зубця R), він позначається як QS.

Прилади, що реєструють зміну різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця під час його збудження, називаються електрокардіографами [5].

# Методика запису електрокардіограми

Запис ЕКГ повинен проводиться в теплому приміщенні, щоб уникнути тремтіння хворого при максимальному розслабленні м'язів. Планові дослідження проводяться після 10-15 хвилин відпочинку не раніше, чим через 2 години після прийому їжі. Звичайне положення - лежачи на спині. Дихання рівне, неглибоке.[9]

1. Накладання електродів. Електроди, які застосовують для реєстрації ЕКГ, повинні відповідати визначеним вимогам: з одного боку, вони повинні давати можливість забезпечити стабільний і якісний прийом сигналу, а з іншого боку – не викликати подразнень шкіри при тривалому контакті з нею.

З метою зменшення струмів наведення і поліпшення якості запису ЕКГ необхідно забезпечити хороший контакт електродів зі шкірою. Найкращу і стабільну провідність мають електроди з хлориду срібла, у яких їхній металевий центр з’єднаний зі шкірою через насичену електродним гелем губку.

На внутрішню поверхню передпліч і гомілок в нижні третині накладають пластинчасті електроди, закріплюючи їх гумовими стрічками. На груди встановлюють один (або декілька при багатоканальному записі) грудний електрод.

2. Підключення електродів до електрокардіографа. Кожен електрод з'єднується з електрокардіографом відповідним дротом шланга відведень, що має загальноприйняте колірне маркування. До електроду, розташованого на правій руці, приєднують дріт, маркований червоним кольором; на лівій руці - жовтим, на правій нозі - чорним; лівій нозі - зеленим.

Грудний електрод сполучають з кабелем, позначеним білим кольором. При багатоканальному записі з одночасною реєстрацією всіх шести грудних відведень до електроду у позиції V1 підключають дріт з червоним наконечником, V2 - з жовтим, V3 - із зеленим, V4 - з коричневим, V5 - з чорним, V6 - з синім або фіолетовим.

3. Заземлення електрокардіографа.

4. Включення апарату в мережу.

5. Запис контрольного мілівольта. Реєстрації ЕКГ повинне передувати калібрування посилення, що дозволяє стандартизувати дослідження, тобто оцінювати і порівнювати при динамічному спостереженні амплітудні характеристики. Для цього в положенні перемикача відведень "0" на гальванометр електрокардіографа натисненням спеціальної кнопки подається стандартна калібрувальна напруга в 1 мілівольт.

Бажано проводити калібрування запису на початку і кінці зйомки ЕКГ.

6. Вибір швидкості руху паперу. Сучасні електрокардіографи можуть реєструвати ЕКГ при різних швидкостях руху стрічки: 12,5; 25; 50; 75 і 100 мм/с. Вибрана швидкість встановлюється натисненням відповідної кнопки на панелі управління.

Найбільш зручна для подальшого аналізу ЕКГ швидкість 50 мм/с. Менша швидкість (зазвичай 25 мм/с) використовується з метою виявлення і аналізу аритмії, коли потрібний триваліший запис ЕКГ. При швидкості руху стрічки 50 мм/с кожна маленька клітинка міліметровочної сітки, розташована між тонкими вертикальними лініями (тобто 1 мм) відповідає 0,02 с. Відстань між двома товщими вертикальними лініями, що включає 5 маленьких клітинок (тобто 5 мм), відповідає 0,1 с. При швидкості руху стрічки 25 мм/с маленька клітинка відповідає 0,04 с, велика - 0,2 с.

7. Запис ЕКГ. Реєстрація ЕКГ складається з послідовного запису електрокардіографічних відведень, що роблять, повертаючи ручку перемикача відведень. У кожному відведенні записують не менш 4-х циклів [3].

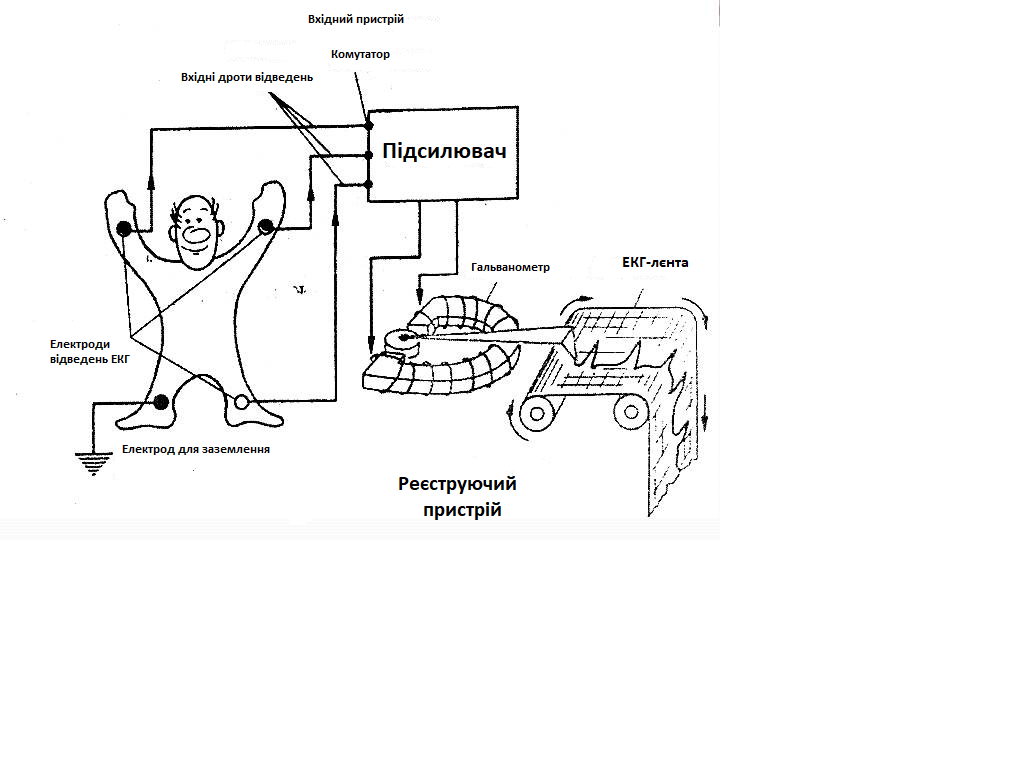


Рис. 1.5. Процедура реєстрації ЕКГ

Ілюстративно-документальні функції реалізуються за допомогою так званих периферійних приладів: моніторів, принтерів тощо [29].

На сьогодні використовуються різні способи проведення аналізу ЕКГ:

1. автоматичний аналіз – використання відповідної програми, самостійно, без участі оператора, що визначає зміни ЕКГ і проводить оцінку порушень ритму;
2. ретроспективний аналіз – зміни ЕКГ визначаються автоматично і на першому етапі аналізу контролюються і коригуються оператором, після чого здійснюється новий аналіз запису;
3. проспективний аналіз – під час аналізу комп’ютер показує ЕКГ, яку оператор може підтвердити чи спростувати.

Остаточна достовірна оцінка порушень ритму не повинна спиратися тільки на результати автоматичного аналізу [4].

# **Діагностичні можливості ЕКГ**

ЕКГ є цінним діагностичним інструментом. По ній можна оцінити джерело (так званий водій) ритму, регулярність сердечних скорочень, їх частоту. Все це має велике значення для діагностики різних аритмій. За тривалістю різних інтервалів і зубців ЕКГ можна судити про зміни сердечній провідності. Зміни кінцевої частини шлуночкового комплексу (інтервал ST і зубець Т) дозволяють лікарю визначити наявність або відсутність ішемічних змін в серці (порушення кровопостачання) [4].

Важливим показником ЕКГ є амплітуда зубців. Збільшення її говорить про гіпертрофію відповідних відділів серця, яка спостерігається при деяких захворюваннях серця і при гіпертонічній хворобі.

ЕКГ, поза всяким сумнівом, потужний і доступний діагностичний інструмент, проте варто пам'ятати про те, що і у цього методу є слабкі місця. Одним з них є короткочасність запису – близько 20 секунд. Навіть якщо людина страждає, наприклад, аритмією, у момент запису вона може бути відсутньою, крім того запис, зазвичай проводиться у спокої, а не під час звичної діяльності. Для того, щоб розширити діагностичні можливості ЕКГ удаються до тривалого її запису, так званому моніторування ЕКГ по Холтеру протягом 24-48 годин.[28]

Інколи буває необхідно оцінити, чи виникають на ЕКГ у пацієнта зміни, характерні для ішемічної хвороби серця. Для цього проводять ЕКГ-тест з фізичним навантаженням. Для оцінки переносимості (толерантності) і відповідно, функціонального стану серця навантаження здійснюють дозовано, за допомогою велоергометра або доріжки, що біжить.

# Приклади генераторів

Dale13 невеликий ЕКГ симулятор, який працює на батарейках, який встановлюється з формами хвилі, розроблених перевірити точність ЕКГ обладнання, моніторів і телеметричних блоків. Пристрій містить 12 сигналів аритмії поряд з нормальним синусовим ритмом, квадратної хвилі і трикутної хвилі. Доступні кілька різних налаштувань частоти і два амплітудних параметра.



Рис.7 Dale 13 ЕКГ симулятор

Аритмії, статично встановлені на пристрої, є:

* Фібриляція
* Блок серця типу I
* Блок правої ніжки пучка Гіса
* Вентрикулярная тахікардія
* фібриляція шлуночків

[3].

Dale13 не дозволяють перевірити ЕКГ, які були створені людиною, навіть аритмії статично встановлені - вони не змінюються, як це буває в реальній ситуації.



Рис.8 Генератор сигналів NETECH MiniSim 1000

MiniSim 1000, симулятор аритмії являє собою всеосяжний симулятор пацієнта. Апарат призначений для тестування продуктивності контрольно-вимірювальних приладів для моніторингу стану пацієнта.

MiniSim 1000 забезпечує моделювання ЕКГ з можливістю вибору 14 призначених для користувача амплітуд від 0,15 до 5 мВ. Синус, квадрат, трикутник моделюються з можливістю вибору 14 призначених для користувача режимів від 0,1 до 100 Гц.

MiniSim також імітує 45 різних аритмій, включаючи передсердя, шлуночка, високої хвилі Т, ST, ST депресії, інфаркт міокарда, блоки, імпульсні форми хвилі.



Рис.9 Генератор сигналів Fluke 271

Fluke 271 високопродуктивний генератор частоти з технологією прямого цифрового синтезу (DDS). Доступна велика різноманітність стандартних форм сигналу, а функція створення довільних форм сигналу може використовуватися для генерування нестандартних і призначених для користувача форм сигналу. Широкі модуляційні можливості роблять пристрій багатофункціональним джерелом сигналу.

До стандартних форм сигналу відносяться синусоїдальний, прямокутний сигнал, позитивні і негативні імпульси, трикутний сигнал, лінійно наростаючий сигнал, лінійно знижується сигнал. Можуть генеруватися довільні форми сигналу, багаторівневі прямокутні хвилі, стрибкоподібний сигнал і псевдо випадковий шум.

Технічні характеристики:

* Високостабільний 10 МГц DDS генератор функцій;
* Можливість створення довільних форм сигналу зі збереженням п'яти призначених для користувача форм сигналу;
* Виклик з вбудованої пам'яті численних стандартних і складних

форм сигналу;

* Широкі модуляційні можливості, включаючи розгортку, AM, режими
* сигналу запуску, стробуючого імпульсу і імпульсного сплеску, FSK, стрибкоподібний сигнал;
* Інтерфейси GPIB і RS 232.
* Діапазони частот 0,1 мГц - 10 МГц.
* Дозвіл по частоті 7 знаків або 0,1 мГц.
* Точність по частоті <± 10 ppm протягом 1 року, при 18 ° С - 28°С.
* Температурний коефіцієнт <1 ppm / ° С поза діапазону 18 ° С - 28° С.
* Дисплей 20-ти символьний, 4-х рядковий буквено-цифровий рідкокристалічний дисплей.
* Введення даних, вибір режимів, форм сигналу і т.п. з клавіатури.
* Введення значень безпосередньо за допомогою цифрових клавіш чи закруткою.
* Збереження налаштувань можливе збереження до 9 повних варіантів налаштувань приладу зі збереженням в незалежній пам'яті на окремій батареї.
* Габарити висота 130 мм, ширина половина стійки 212 мм, довжина 330 мм.
* Вага 4,1 кг.
* Діапазон робочих температур від 5 ° С до 40 ° С при відносній вологості 20 - 80%.

В основі формування сигналу генератора «ДІАТЕСТ» лежить прецезійне цифро-аналогове перетворення кодового образу, що знаходиться в постійній пам'яті мікроконтролера. Графічний дисплей, кнопкова клавіатура, а так само кілька режимів роботи, дозволяють легко проводити якісну перевірку електрокардіографів, як вітчизняних, так і імпортних виробників. Додаткові каскади посилення і ослаблення призводять вихідні сигнали у відповідність з необхідними по методиці Р50.2.009-2001. Генератор задовольняє цим вимогам, як засіб перевірки електрокардіографів, що забезпечує установку параметрів сигналів з необхідною точністю.



Рис.10 Генератор сигналов Диатест для перевірки електрокардіографів

Застосування:

Генератор «ДИАТЕСТ» призначений для проведення первинної та періодичної повірки електрокардіографів.

Особливості:

* Простий і зручний в експлуатації;
* не вимагає зовнішнього живлення;
* містить весь набір необхідних сигналів для повірки
* електрокардіографів за методикою Р50.2.009-2001;
* вбудоване харчування;
* графічний дисплей;
* мале споживання;
* невелика маса;

Таблиця 1.3 – Технічні характеристики приладу «ДИАТЕСТ»

|  |  |
| --- | --- |
| Технічні характеристики | |
| Параметри генератора | |
| Види вихідних сигналів | Синусоїдальний, прямокутний, ЭКГ, ЧСС1, ЧСС2, ЧСС3, ЧСС4, постійна напруга |
| Діапазон встановлення постійної напруги | ±300мВ |
| Межі відносної похибки установки постійної напруги | ± 1% для значень напруги ±10мВ, ± 300 мВ |
| Діапазон установки значень розмаху напруги Uрр вихідних сигналів | від 0,03 мВ до 600 мВ на навантаженні 1 МОм |
| Межі абсолютної похибки установки значень розмаху напруги Uрр сигналів прямокутної і синусоїдальної форми (в діапазоні від 0,03 мВ до 20 мВ). | від 0,1 Гц до 75 Гц |
| Межі відносної похибки установки частоти | 0,5 % |
| Коефіцієнт нелінійних спотворень сигналу синусоїдальної форми при максимальному значенні розмаху напруги | 1,0 % |
| Тривалість фронту і зрізу сигналу прямокутної форми | 60 мкс |
| Загальна інформація | |
| Джерело живлення | 2 елементи живлення по 1,5В |
| Споживана генератором потужність | Не більше – 0,045 Вт |
| Продовження таблиці 1.3 | |
| Габарити генератора | 150х80х35 мм |
| Маса генератора з елементами живлення | не більше 300 г |
| Вихідні клеми | N, F, R, L, C1, C2, C3, C4, C5, C6 |
| Типи вихідних роз’ємів | Клеми з внутрішнім діаметром 4 мм |

На додаток до наявних у продажу генераторів сигналів ЕКГ були розглянуті деякі інші. Але все з портативних комерційно доступних генераторів мають одну загальну властивість: вони створюють свої власні форми хвилі. Як правило, синус, трикутник, і квадратні хвилі (або комбінації) створюються і використовуються для імітації форми хвилі людського серця. Вони також фіксовані або статичні сигнали, які створюються один раз і потім повторно запускаються, щоб забезпечити зовнішній вигляд ЕКГ (виробляють абсолютно ідентичні форми хвилі). Проте, реальна ЕКГ не є фіксованою формою хвилі у вигляді синусоїдальної, трикутної або прямокутної хвилі. Алгоритми діагностики ЕКГ, які виявляють серцеві аномалії повинні працювати послідовно і надійно на реальних людських сигналах ЕКГ хвиль.

# Висновки до розділу 1

В даному розділі було проведено аналіз основних теоретичних положень, базових понять та областей застосування електрокардіографії. Під час даного аналізу ми дійшли висновку, що електрокардіографія має досить широке застосування. Електрокардіологічне обладнання як і інше обладнання може вийти з ладу тому для перевірки його роботоспроможності необхідне калібрування.

# РОЗДІЛ 2 МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВИПРОБУВАНЬ СУЧАСНИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІВ

Даний розділ містить основні методи та засоби випробувань електрокадіографів. У першому підрозділі описано особливості побудови сучасних елекктрокардіографів. У другому підрозділі проаналізовано основних методів випробувань електрокардіограів. В третьому підрозділі обгрунтовано та описано розроюлюєму методику калібрування ЕКГ.

# Особливості побудови сучасних електрокардіографів

Електрокардіографія є одним з основних методів дослідження серця і діагностики захворювань серцево-судинної системи. На даний час він є незамінним у діагностиці порушень ритму і провідності, гіпертрофій, ішемічної хвороби серця. Цей метод дає можливість з великою точністю говорити про локалізацію вогнищевих змін міокарда, їх розповсюдженість, глибину і час появи. Електрокардіографія дозволяє виявити дистрофічні й склеротичні процеси в міокарді, порушення електролітного обміну, що виникають під впливом різних токсичних речовин. Цей метод широко використовують для функціонального дослідження серцево-судинної системи. Поєднання електрокардіографічного дослідження з функціональними пробами допомагає виявити приховану коронарну недостатність, перехідні порушення ритму, проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними порушеннями у серцевому м’язі [2].

На сьогоднішній день серед неінвазивних електрокардіографічних методів, що мають найбільшу діагностичну значимість, можна виділити наступні:

* **Аналіз стандартної 12-тиканальної ЕКГ.** Найбільш поширений метод дослідження, який має давні традиції. Поширення пояснюється відносно невисокими вимогами до апаратури реєстрації та можливістю постановки діагнозу за зовнішнім виглядом графіка та невеликої кількості вимірювань на ньому;
* **Аналіз варіабельності серцевого ритму (ВСР).** Метод заснований на виділенні з ЕКГ серцевого ритму (R-R інтервалів) та наступного його аналізу у часовій та частотній областях. Практично неможливий без застосування цифрових обчислювачів;
* **ЕКГ високої роздільної здатності.** При реєстрації використовується одна з ортогональних схем відведень. Метод заснований на цифровому усередненні ЕКГ сигналу. В результаті отримують один серцевий цикл з високим відношенням сигнал-шум. Проводячи наступну частотну фільтрацію та нормалізацію отримують криву, яка придатна для аналізу по методу Сімпсона (Simpson), що виявляє наявність у серці зон ураження. Даний метод реалізується тільки на цифрових електрокардіографах;
* **ЕКГ картування.** Застосовується синхронна багатоканальна реєстрація серцевих потенціалів. Метод заснований на візуалізації карти розподілення потенціалів на поверхні грудної клітини (поверхневе картування). При розв’язанні зворотної задачі (серце – як електричний генератор, тіло – як об’ємний провідник) можлива побудова карти розподілення потенціалів безпосередньо на поверхні серця (епікардіальне картування). Таким чином, при використанні дипольних моделей електричної активності серцевої тканини можливо виявити та точно локалізувати джерело збудження у кожен момент часу. Практичне застосування методу можливе тільки при застосуванні комп’ютера ;
* **Цілодобовий моніторинг ЕКГ** (також називається Холтерівський моніторинг). Це довготривала (24-48 годин) реєстрація на накопичувач 2-3 відведень ЕКГ з наступним аналізом на центральній станції (у ролі станції використовується персональний комп’ютер). Обробка запису зводиться до виявлення та класифікації ектопічних ритмів та комплексів, аналізу ВСР, а також для аналізу динаміки змін інтервалів QT та ST. У більш сучасних системах є функції для ЕКГ високого дозволу.

На базі сучасних персональних комп’ютерів (ПК) з високопродуктивними графічними акселераторами та великими об’ємами жорстких дисків можлива розробка електрокардіографічної системи для проведення усіх перелічених вище методів ЕКГ досліджень. Основою такої ЕКГ системи є цифровий багатоканальний електрокардіограф, побудований на сучасній елементній базі. Тому розглянемо більш детально схемотехнічні принципи побудови та програмне забезпечення сучасних цифрових електрокардіографів [3,4].

# Принципи побудови сучасних електрокардіографів

Існує дуже велика кількість електрокардіографічних відведень: відведення по Ейнтховену – знімаються три відведення від кінцівок; відведення по Небу; відведення по Вільсону, та ще велика кількість різних відведень. Проте, найбільшого поширення у медичній практиці здобули електрокардіографи, які реалізують зняття ЕКГ у 12-ти стандартних відведеннях, тому будемо розглядати електрокардіографи, що забезпечують, в першу чергу, зняття саме цих відведень.

На рис.2.1 представлена типова структурна схема 12-тиканального цифрового електрокардіографа. В такому електрокардіографі схема 12-ти стандартних відведень формується за допомогою вхідної комутації перед диференційними (інструментальними) підсилювачами, а необхідні обчислення реалізуються за допомогою дільника напруги на основі прецизійних резисторів.

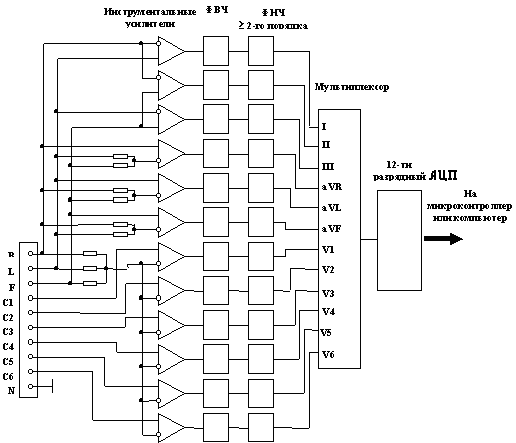


Рис.2.1 Типова структурна схема цифрового 12-канального електрокардіографа

За цією схемою потенціали знімаються з правої руки (R), лівої руки (L), лівої ноги (F) та шести точок, що розташовані у лівій частині грудної клітки (C1-C6). На основі знятих потенціалів розраховуються наступні відведення:

1. Основні:

;

1. Підсилені:

;

1. Грудні:

.

При реалізації такої схеми, як правило, використовують ще один електрод на праву ногу (N). Він забезпечує нульовий потенціал для аналогового сигналу. Також через цей електрод на тіло пацієнта можна в противофазі подавати сигнал, який отриманий від перетворення одного чи декількох вхідних потенціалів, що являє собою аналог низько добротного рекурсивного (адаптивного) фільтра, що має компенсувати високоамплітудну синфазну заваду – в першу чергу наводку від електромережі (50 або 60 Гц) [5,6].

Відповідними документами ГОСТ 19687 [15] визначено, що у вхідного електрокардіографічного сигналу (ЕКС) при повному розмаху 5мВ від піку до піку допускається наявність постійної складової до 300 мВ. В першу чергу ця вимога пояснюється необхідністю компенсації міжелектродних потенціалів, що виникають у місцях приєднання електродів. Але тут необхідно зауважити, що у сучасних AgCl-електродів потенціал складає одиниці мілівольт.

Необхідний діапазон частот для електрокардіографа повинен складати, як мінімум, смугу від 0,05 до 120 Гц (за рівнем -3 dB). Причому, якщо до верхнього діапазону частот немає чітко визначених вимог – у різних джерелах наводяться значення від 100 до 250 Гц, то зі значенням нижньої смуги пропускання пов’язані вагомі діагностичні параметри ЕКГ. З одного боку, коли постійна часу менша ніж 3,2 секунди, що відповідає 0,05 Гц, на ЕКГ спостерігається викривлення низькочастотного S-T інтервалу, що приводить до неправильної діагностики змін у міокарді, навіть до помилкового діагнозу інфаркту міокарда. З іншого боку, при деяких дослідженнях, наприклад навантажувальних пробах, спеціально обирається менше значення постійної часу для ліпшого утримання ізолінії.

Для придушення завад, які пов’язані з електроміографічними сигналами, застосовується антитреморний фільтр нижніх частот (ФНЧ), що обмежує діапазон вхідного сигналу до 60-70 Гц, а для боротьби з мережною завадою рижекторний фільтр на 50 Гц. Для завдання різних постійних часу сигналу застосовують фільтр верхніх частот (ФВЧ), який можна перемикати. Необхідну крутизну спаду АЧХ в області верхніх частот формують за допомогою ФНЧ як мінімум другого порядку – теоретично на частоті яка дорівнює половині від частоти дискретизації сигнал не має перевищувати рівень, який відповідає молодшому значущому розряду АЦП – у протилежному випадку відбудеться ефект накладання спектрів.

Дозвіл за амплітудою у сучасних цифрових електрокардіографів повинен складати не менше 5 мкВ. Високий амплітудний дозвіл необхідний для деяких видів обробки кардіографічних кривих (наприклад, ЕКГ високого дозволу), а також для високоякісного представлення електрокардіограми на екрані чи на паперовому носії. Аналоговий тракт має забезпечувати загальний коефіцієнт підсилення порядку 1000.

Таким чином, 12-канальна система складається з 12-ти трактів підсилення сигналу, як мінімум по три активних елементи у кожному, 12-тиканального мультиплексора та 12-розрядного АЦП, цифрові сигнали з якого поступають у цифровий сигнальний процесор, мікроконтролер або комп’ютер, де, в свою чергу, за допомогою спеціального програмного забезпечення відбувається аналіз електрокардіосигналу [7,8].

# Програмне забезпечення сучасних електрокардіографів

Програмне забезпечення (ПЗ) є дуже важливою складовою цифрових електрокардіографів. Воно визначає функціональність та споживчі властивості приладів. ПЗ проектується таким чином, щоб забезпечити високу достовірність виявлення та вимірювання параметрів елементів ЕКГ (інтервалів, сегментів, комплексів), на підставі яких лікар-кардіолог здійснює постановку діагностичного висновку. У програмному забезпеченні сучасних електрокардіографів також реалізується функція автоматичного формування діагностичних висновків.

Умовно роботу ПЗ поділяють на наступні три етапи:

1. Згладжування та фільтрація ЕКГ;
2. Виявлення та вимірювання характерних елементів ЕКГ;
3. Постановка діагностичного висновку.

При виборі методу фільтрації електрокардіосигналу, останній уявляється як суміш корисного сигналу та адитивної завади. До такої завади відносяться:

* наводка від електромережі;
* міографічна наводка, яка обумовлена механічним тремором та електричною активністю м’язів в місцях накладання електродів;
* наводка, що викликана переміщенням електродів відносно серця;
* артефакти, обумовлені наявністю непостійної поляризації електродів;
* внутрішні шуми електрокардіографів.

Найбільшого поширення здобули алгоритми згладжування, які засновані на логічній фільтрації, нелінійній та адаптивній фільтрації.

Логічна фільтрація потребує розробки досить великої кількості емпіричних логічних правил прийняття рішень, заснованих на порівнянні досліджуваних параметрів ЕКГ зі заздалегідь заданими пороговими значеннями. Яким чином призначити ці порогові величини та як їх адаптувати під конкретну ЕКГ – це окрема задача, яка вирішується емпіричним шляхом кожен раз коли хоч трохи змінюється вид фільтра. Це, безумовно, складає головний недолік логічних фільтрів.[9,12]

Нелінійні фільтри являють собою потужний клас фільтрів, які добре пристосовані для згладжування сигналів. Але неможливість врахувати апріорні знання про ЕКГ (наприклад, спектральний склад елементів ЕКС) обмежує їх використання в якості алгоритмів згладжування ЕКГ.

Адаптивна фільтрація при коректному її застосуванні не має жодного з перелічених вище недоліків, а також може здійснювати високоякісну фільтрацію ЕКГ з найменшим викривленням форми корисного сигналу. Тому при цифровій фільтрації ЕКГ у сучасних електрографічних системах надають перевагу саме методам адаптивної фільтрації.[15]

Етап виявлення та вимірювання характерних елементів ЕКГ реалізується різноманітними методами, які основані або на метричному, або на структурному представленні ЕКГ.

Існує дуже велика кількість метричних методів аналізу ЕКГ. До таких методів можна віднести:

* аналіз амплітудних характеристик сигналу;
* аналіз першої похідної сигналу та її екстремумів за пороговими правилами;
* аналіз допоміжних залежностей типу „функції форми”;
* еталонні форми.

Метод аналізу амплітудних характеристик сигналу передбачає вимірювання амплітуд та швидкостей зміни ЕКГ та їх порівняння зі заздалегідь визначеними пороговими значеннями, маючи на меті виявлення R зубців та шлуночкових QRS комплексів. Цей пороговий метод досить чутливий до шумів у запису ЕКГ, що й обмежило його застосування останнім часом.

Одним з найпоширеніших методів виявлення комплексів QRS є аналіз першої похідної та її екстремумів. Це пояснюється відносною простотою логіки алгоритмів, легкістю обчислень та фізіологічністю підходу. Було встановлено, що швидкість зміни напруги ЕКГ більше 5 мВ/мс може спостерігатися лише всередині комплексу QRS. На основі цього факту будуються процедури виявлення характерних елементів ЕКГ. Але цей метод також проявляє нестійкість у випадку кривих ЕКГ з шумовим забрудненням.

Також має місце метод аналізу допоміжних залежностей типу „функції форми” сигналу. Під поняттям „функції форми” сигналу розуміють деякий нелінійний оператор, що діє на ділянку сигналу, який відображає ті чи інші властивості ЕКГ. У якості функції форми може використовуватись функція від модуля другої похідної, що обчислюється для низькочастотної складової ЕКГ. Функція форми використовується не тільки для пошуку границь QRS комплексів, але й для стискання ЕКГ. Отже, надаючи функції форми різного вигляду, можливо не тільки досягати якісних шляхів ідентифікації QRS комплексів, але й вирішувати інші задачі обробки ЕКГ.

Основна ідея методу еталонів полягає у наступному: один QRS комплекс на початку запису ЕКГ приймається за еталон, далі він порівнюється з наступними комплексами та, можливо, коригується. Порівняння QRS комплексів може відбуватися різними шляхами, в залежності від обраної метрики близькості (наприклад, середньоквадратична, рівномірна та кореляційна). Даний метод має більшу завадостійкість, але головний його недолік полягає у тому, що випадковий вибір забрудненого шумом еталону призводить до помилок при його порівнянні з іншими ділянками ЕКГ.

Принципово іншим підходом до задачі ідентифікації QRS комплексів є структурний підхід. Він полягає у тому, що для опису об’єктів розпізнавання та побудови самої процедури використовується апарат математичної лінгвістики. Першим кроком аналізу є сегментація сигналу та опис останнього у вигляді послідовності елементарних символів. У процесі розпізнавання встановлюється, чи є дана послідовність синтаксично вірною по відношенню до заданої граматики. У структурному аналізі ЕКГ існують два підходи: структурно-лінгвістичний та структурно-статистичний.

Структурно-лінгвістичний аналіз форми ЕКГ базується на правилах розбору послідовностей імен сегментів. Алгоритми, що реалізують даний підхід, доволі прості та не потребують великих обчислювальних ресурсів. Ефективність розпізнавання визначається повнотою граматичних правил та порогових значень, які добираються дослідно-логічним шляхом, що потребує дуже великої кількості матеріалу для навчання.

Алгоритми структурно-статистичного аналізу ЕКГ оперують з апріорними та апостеріорними ймовірностями поєднання значень різних сегментів. Так само, як у лінгвістичному розборі, у даному алгоритмі теж можуть будуватися правила перевірок поєднання одиночних сегментів чи їх груп. Для побудови граматик також потрібен репрезентативний архів, але сам процес навчання може бути автоматизований. Істотним обмеженням даного підходу є низька швидкодія програм, які реалізують алгоритм структурно-статистичного аналізу ЕКГ.

Результати виявлення елементів ЕКГ та вимірювання їх параметрів використовуються для інтерпретації ЕКГ з метою постановки діагностичного висновку. Існує два підходи до вирішення даної задачі.

Перший підхід – детерміністичний; він являє собою спробу формалізувати логіку лікаря-кардіолога. За такого підходу використовується метод вибору типу „так-ні”. Данні вимірювань зубців ЕКГ тестують за встановленими критеріями та отримують перелік несуперечливих висновків.

У другому підході використовують методи багатоваріантної статистичної класифікації для розрахунку ймовірності того чи іншого діагностичного висновку. При цьому групу пацієнтів спочатку розділяють за діагностичними категоріями на основі незалежної, тобто не електрокардіографічної інформації (наприклад, данні катетеризації серця, коронарної ангіографії, результати автопсії тощо). Розрахунок ймовірності заснований на одночасному використанні – зазвичай багатовимірних векторів – великої кількості ЕКГ змінних.

З вищесказаного можна зробити висновок, що сучасні цифрові електрокардіографи реалізуються як система взаємопов’язаних апаратних та програмних засобів. З одного боку, таке технічне рішення дозволяє підвищити якість та функціональність електрокардіографів, але з другого, цифрові електрокардіографи повинні відповідати дійсним технічним вимогам на основні їх параметри, які перевіряються за допомогою встановлених ГОСТ 19687 методів та засобів випробувань. Ці методи випробувань розроблялись для перевірки приладів, які вимірюють та реєструють біоелектричні потенціали серця – аналогових електрокардіографів. Вони не поширюються на прилади з автоматичним аналізом та діагностикою, якими й являються сучасні цифрові електрокардіографи. Тестові сигнали, що використовуються даними методами (наприклад, гармонічний, прямокутної форми та їх суміш) не дозволяють коректно вимірювати параметри приладів через особливості цифрової обробки сигналів, котра застосовується сучасними електрокардіографами. В зв’язку з цим виникає потреба у нових методах та засобах випробувань, розроблених спеціально для сучасних цифрових електрокардіографів [9].

# Аналіз методів випробувань сучасних електрокардіографів

Метою випробувань електрокардіографів є визначення значень їхніх параметрів. Спочатку з’ясуємо, які ж параметри визначають при проведенні випробувань сучасних цифрових електрокардіографів. До переліку основних параметрів цифрових електрокардіографів належать наступні характеристики:

1. Діапазон вхідних напруг (мВ);
2. Відносна похибка вимірювання напруги (%);
3. Амплітудна нелінійність каналів (%);
4. Вхідний імпеданс (МОм);
5. Коефіцієнт послаблення синфазних сигналів (дБ);
6. Чутливість (мм/мВ);
7. Відносна похибка встановлення чутливості (%);
8. Ефективна ширина запису (відображення) каналу (мм);
9. Швидкість руху носія запису (швидкість розгортки) (мм/с);
10. Відносна похибка встановлення швидкості руху носія запису (швидкості розгортки) (%);
11. Напруга внутрішніх шумів, зведених на вхід (мкВ);
12. Постійна часу (с);
13. Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) каналів (%);
14. Відносна похибка вимірювання інтервалів часу (%);
15. Частота дискретизації (Гц);
16. Рівень квантування сигналів (мкВ/МЗР);
17. Точність та стійкість розпізнавання елементів ЕКГ;
18. Адекватність автоматичної постановки діагностичних висновків.

Значення перших 14-ти параметрів повинні відповідати вимогам стандарту [16]. Міжнародна електротехнічна комісія (МЕК) рекомендує значення частоти дискретизації та рівня квантування сигналів обирати рівними 500 Гц та 5мкВ/МЗР відповідно. Два останніх в переліку параметри повинні характеризувати функціональність та якість програмного забезпечення цифрових електрокардіографів. Навіть на теперішній час не існує необхідних та достатніх визначень та методів виявлення цих параметрів. МЕК пропонує єдиний узагальнений критерій, який об’єднує 17-ий та 18-ий параметри в єдине ціле – точність інтерпретації ЕКГ. Даний критерій заснований на визначенні взаємних ймовірностей постановки вірних діагнозів виходячи з двох конкуруючих гіпотез.

Отже, з двох вищезазначених стандартів ми з’ясували, що значення основних параметрів сучасних цифрових електрокардіографів мають відповідати наступним вимогам, які наведені у табл.2.1.

Таблиця 2.1

**Вимоги до основних параметрів сучасних електрокардіографів**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| *№* | *Найменування параметру* | *Значення параметру* |
| 1 | Діапазон вхідних напруг U, мВ, у межах | від 0,03 до 5 |
| 2 | Відносна похибка вимірювання напруги δu , у діапазонах:  від 0,1 до 0,5 мВ, % не більше  від 0,5 до 4 мВ, % не більше | ±15  ±7 |
| 3 | Амплітудна нелінійність каналів, %, у межах | ±2 |
| 4 | Вхідний імпеданс Zвх, МОм, не менше | 5 |
| 5 | Коефіцієнт послаблення синфазних сигналів Кс, дБ, не менше | 100000 |
| 6 | Чутливість S, мм/мВ | 5; 10; 20; 40 |
|  |  |  |
| Продовження таблиці 2.1 | | |
| 7 | Відносна похибка встановлення чутливості δs, %, у межах | ±5 |
| 8 | Ефективна ширина запису (відображення) каналу B, мм, не менше | 40 |
| 9 | Швидкість руху носія запису (швидкість розгортки) vн, мм/с, | 25; 50 |
| 10 | Відносна похибка встановлення швидкості руху носія запису (швидкості розгортки) δv, %, у межах | ±5 |
| 11 | Напруга внутрішніх шумів, зведених на вхід Uш, мкВ, не більше | 20 |
| 12 | Постійна часу τ, с, не менше | 3,2 |
| 13 | Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) каналів δf, %, у діапазонах частот:  від 0,5 до 60 Гц, %  від 60 до 75 Гц, % | від 90 до 105  від 70 до 105 |
| 14 | Відносна похибка вимірювання інтервалів часу δt у діапазоні інтервалів часу  від 0,1 до 1,0 с, %, не більше | ±7 |
| 15 | Частота дискретизації fs, Гц | 500 |
| 16 | Рівень квантування сигналів q, мкВ/МЗР | 5 |

Прилади повинні відповідати вимогам стандартів [15,16] при наявності на відповідному вході каналу, що перевіряється, постійної напруги ±300 мВ ±10% між будь-якими електродами відведень.

Будь-який метод випробувань електрокардіографів має дві складові, які необхідні для його реалізації – це схема включення електрокардіографа у випробувальний стенд та тестові сигнали. Порівнюючи документи двох стандартів [15,16], бачимо, що існує непринципова відмінність у способах подачі постійної напруги ±300 мВ у схемах включення. Спосіб подачі постійної напруги ±300 мВ у схемах включення, вказаних в стандарті [15] є більш наочним, відповідним фізичному явищу, яке імітується (поляризації електродів). Навпаки, спосіб подачі постійної напруги ±300 мВ у схемах включення запропонованих МЕК видається зручним при реалізації його у автоматичних системах перевірки параметрів електрокардіографів.

Основні відмінності у методах випробувань аналогових та цифрових електрокардіографів полягають у застосовуваних тестових сигналах, у той час коли схеми включення однакові для обох видів електрокардіографів. Тому розглянемо більш детально вимоги до тестових сигналів для випробувань електрокардіографів.

У відповідності з ГОСТ 19687 для перевірки основних параметрів електрокардіографа необхідно використовувати наступні сигнали:

* сигнал гармонічної форми з частотним діапазоном від 0,5 до 75 Гц (±2%) розмахом від 0,03 до 5 мВ (±1,5%);
* сигнал гармонічної форми з частотою 50 Гц розмахом 20 В (±3%), але допускається напруга меншого значення за умови, що максимальний сигнал буде помітним при реєстрації (використовується для перевірки коефіцієнта послаблення синфазних сигналів);
* постійну напругу ±300 мВ (±10%);
* періодичний сигнал прямокутної форми з частотою повторення, що лежить у діапазоні від 1 до 10 Гц (±1,5%) розмахом від 0,4 до 5 мВ (±1,5%);
* одиночний імпульс прямокутної форми розмахом 4 мВ (±3%) тривалістю не менше 5 с;

ГОСТ 19687 допускає перевіряти діапазони та похибки вимірювання напруги та інтервалів часу електрокардіографом за допомогою тестових електрокардіосигналів (ЕКС), але не встановлює їхні характеристики та методи випробувань за їх допомогою.

МЕК рекомендує для перевірки основних параметрів електрокардіографа використовувати тестові сигнали з точністю не меншою ніж ±1% та формами, що співпадають з вище перерахованими, а також:

* + періодичний сигнал трикутної форми з частотою повторення, що знаходиться у діапазоні від 0,1 до 1 Гц розмахом 1,5 мВ з регульованою тривалістю від 20 мс до 200 мс;
  + сигнал гармонічної форми з частотним діапазоном від 0,5 до 500 Гц.

Додатково до цього рекомендуються характеристики тестових ЕКГ та методи випробування електрокардіографів за їх допомогою. В якості тестових ЕКГ стандарт рекомендує використовувати набори сигналів з атласу Загальних Стандартів Електрокардіографії (Common Standards for Electrocardiography (CSE) Database). Ця база даних містить біля 1220 коротких записів, отриманих від 12-ти та 15-тиканальних ЕКГ, що були відцифровані на частотах 0,5 та 1 кГЦ та з рівнем квантування 1 мкВ/МЗР. Кожен запис має анотаційну інформацію, що описує властивості даного запису. Ця база даних призначена спеціально для комплексної діагностики сучасних цифрових електрокардіографів, що мають функцію постановки діагностичного висновку. З цієї бази для випробувань використовуються наступні типи сигналів:

* 16 випадків калібрувальних та 3 випадки аналітичних ЕКГ;
* 250 випадків біологічних ЕКГ;
* 20 випадків ЕКГ з мережною завадою та шумовими артефактами;
* ЕКГ для виявлення коректності та адекватності роботи програмного забезпечення електрокардіографа, до яких входять 20 випадків нормального синусового ритму, 15 випадків інфаркту передньої стінки міокарду та 15 випадків інфаркту задньої стінки міокарду.

Вимірювання параметрів цифрових електрокардіографів за допомогою перелічених сигналів зводиться до аналізу елементів результуючих ЕКГ, параметри яких не повинні перевищувати зазначені величини. Наприклад, визначення нерівномірності АЧХ електрокардіографів виконується за допомогою калібрувальних ЕКГ (CAL20000, CAL20002, CAL20100, CAL20110, CAL20160, CAL20200, CAL20210, CAL20260, CAL20500, CAL20502) із набору сигналів атласу Загальних Стандартів Електрокардіографії, яке передбачає вимірювання величин амплітуд R, S та відхилення сегменту ST вихідного сигналу. За таким самим принципом визначаються інші параметри інтерпретуючих електрокардіографів.[19]

Розглянемо більш детально спосіб визначення точності інтерпретації ЕКГ для електрокардіографів, який запропонований МЕК. У даному способі робиться припущення, що дійсний діагноз пацієнта відомий, тобто всі тестові ЕКГ (нормального ритму та паталогічної форми) визначені. Подаючи ці сигнали на входи електрокардіографа, підраховують загальну кількість таких подій:

* коректна класифікація нормальної ЕКГ (TN),
* некоректна класифікація нормальної ЕКГ як паталогічної (FP),
* некоректна класифікація паталогічної ЕКГ як нормальної (FN),
* коректна класифікація паталогічної ЕКГ (TP).

Точність інтерпретації ЕКГ електрокардіографом визначається як «ймовірність того, що класифікація є коректною» за наступною формулою:

, % [27]

На основі підрахованих подій також визначаються такі параметри програмного забезпечення електрокардіографів, як:

* чутливість (ймовірність того, що патологічна ЕКГ класифікована як паталогічна);
* специфічність (ймовірність того, що нормальна ЕКГ класифікована як нормальна);
* позитивне прогностичне значення для патологій (ймовірність того, що класифікована паталогічна ЕКГ є паталогічною);
* позитивне прогностичне значення для норми (ймовірність того, що класифікована нормальна ЕКГ є нормальною).

Таким чином, з вищесказаного можна зробити висновок, що для повноцінної реалізації усіх методик випробувань цифрових інтерпретуючих електрокардіографів, що зазначені у стандартах[15,16], потрібні точні генератори сигналів спеціальних форм.

# Розроблена методика калібрування ЕКГ

Для початку потрібно з’єднати роз’єм імітатора сигналів з проводами відведень електрокардіографа так як показано на рисунці 2.2.

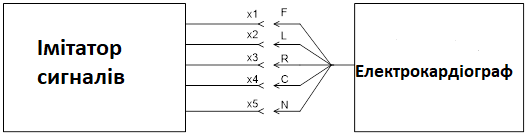


Рис.2.2 Схема з'єднання кабеля відведень з імітатором сигналів

Провода кабеля відведень під’єднуються до щупів: 1 - F (зелений, ліва нога), 2 – L (жовтий, ліва рука), 3 – R (красний, права рука), 4 – С (білий, грудний), 5 – N (чорний, права нога).

Далі необхідно включити генератор сигналів, вибрати потрібну частоту проходження сигналу і форму сигналу за допомогою перемикача.

Сигнал по кабелю відведень потрапляє на підсилювач біопотенціалів, який призначений для посилення біоелектричних сигналів до величини, що забезпечує роботу поляризованого електромагнітного перетворювача. Електричні сигнали від імітатора через вхідні ланцюги, які складаються з вхідної вилки, резисторів, що утворюють електрокардіографічні відведення і перемикача відведень, надходять на вхід підсилювача напруги (ПН). ПН складається з вхідного підсилювача і каскадів попереднього посилення. З перемикача відведень на вхід підсилювача напруги сигнал надходить через обмежувач, зібраний на діодах і резисторах. Обмежувач призначений для захисту входу ПН від перенапруг. До виходу ПН підключений силовий каскад підсилювача потужності (ПП) на напівпровідникових елементах, що представляє собою мостовий емітерний повторювач. На кінцевому етапі сигнал потрапляє на перетворювач, який є реєструючим елементом і служить для перетворення електричного сигналу, що надходить з підсилювача біопотенціалів, в переміщення теплового пера.

# Висновки до розділу 2

В даному розділі було визначено та проаналізовано основні методи випробувань сучасних електрокардіографів.

В результаті проведення аналізу була обгрунтована та розроблено методика калібрування електрокардіографа, що включає на відміну від використовуємої методики подачу на підсилювач ЕКГ не лише стандартного прямокутного калібрувального сигналу, а й синусоїдального та трикутного сигналів з відповідними характеристиками. На кінцевому етапі дані сигнали потрапляють на перетворювач, який служить для перетворення електричного сигналу , що надходить від підсилювача в рух термоголовки(реєстрація сигналу на термобумазі). І потім наскільки зареєстровані сигнали відповідають дійсності можна робити висновок про справність приладу.

# РОЗДІЛ 3

# РОЗРОБКА УНІВЕРСАЛЬНОГО БАГАТОСИГНАЛЬНОГО ГЕНЕРАТОРА КАЛІБРОВОЧНИХ ІМПУЛЬСІВ ЕКГ

Даний розділ містить опис розробки універсального багатосигнального генератора калібровочних імпульсів ЕКГ. У першому підрозділі описано розроблюємий генератор сигналів. У другому підрозділі представлений опис стабілізатора напруги. В третьому підрозділі надана інформація про вузол контролю напруги батареї. В четвертому підрозділі представлений розрахунок блоку живлення.

Для розробки проекту генератора тестових сигналів необхідно визначити вимоги, що пред'являються до його технічних характеристик нормативною документацією, а також необхідні функціональні можливості. Крім того важливо провести огляд аналогів для того, що б продукт який розробляється був конкурентоспроможний.

Призначення розроблюваного пристрою: формування на виході аналогового сигналу заданої користувачем форми,частоти і амплітуди для калібрування стандартного електрокардіографічного устаткування (стаціонарні електрокардіографи, холтеровські монітори і т.п.).

# Обгрунтування та розробка схеми генратора сигналів

В основі всіх цифрових мікросхем КМОН знаходяться три логічних елемента: І-НЕ, АБО-НЕ і комутаційний ключ (КК). За допомогою КК реалізуються виходи з третім станом дуже великого вихідного імпедансу Z. Польові транзистори можна з'єднувати послідовно («стовпчиком»), тому елементи І, АБО-НЕ будуються за різними схемами і на відміну від ТТЛ тут не треба перейменовувати логічні рівні. Для КМОН прийнято, щоб 1 відображалася високим рівнем, а 0 - низьким.[22,13]

Логічні елементи - інвертори, елементи І, АБО, що виключає АБО, тригери - можна використовувати не тільки для вирішення завдань комбінаторної логіки. Оскільки логічний елемент, охоплений негативним зворотним зв'язком, є підсилювач, а підсилювач, охоплений позитивної, - генератор. На базі таких елементів можна збирати мультивібратори і автогенератори на самі різні діапазони і самих різних рівнів складності [10].

Надійність роботи пристроїв на логічних мікросхемах залежить і від побудови схеми. Так, наприклад, не можна подавати вхідні сигнали, які не подавши живлення, а також неприпустимо перевищення рівня вхідного сигналу над живлячую напругою. Напруга джерела живлення повинна подаватися раніше або одночасно з подачею вхідних сигналів. Це пов'язано з тим, що у вхідних ланцюгах мікросхем стоять захисні діоди, з'єднані з шинами харчування, і в разі появи напруги на вході (при відсутності живлення) можливе протікання струму по ланцюгу «вхід» - «шина живлення», чого допускати не можна. Пошкодити мікросхему може так званий «тиристорний ефект», що виникає при перевищенні рівня вхідного сигналу над живлячою напругою. Тому необхідно забезпечити першочергове вимикання вхідних сигналів до відключення напруги живлення. Не бажана подача на входи логічних елемнтов повільно мінливих сигналів, так як при цьому можуть виникнути на виході багаторазові перемикання (брязкіт), а також зростає струм. У мікросхем всі вільні входи логічних елементів повинні обов'язково підключатися до загального проводу. Основна особливість мікросхем КМОН є незначна споживання струму в статичному режимі - 0,1 ... 100 мкА.

Тому генератор сигналів для перевірки електрокардіографів зібраний на КМОП-мікросхемі К561ЛЕ5. Мікросхеми серії К561 (564,1561,1564) є більш сучасними порівняно з серією 176 і перевершують їх за всіма параметрами. Мікросхеми цих серій виготовляються за технологією комплементарних транзисторів структури метал-діелектрик-напівпровідник (КМДН). Раніше в якості діелектрика використовувався оксид кремнію, тому скороченим позначенням структури цих мікросхем було КМОН. [11]

Крім того, КМОП-мікросхеми мають більш широкий номенклатурний перелік. Живлення мікросхеми може перебувати в широкому діапазоні: від 3 до 15 В. Діапазон допустимої температури навколишнього середовища становить т -45 до +85 ° С, споживана потужність Р = 0,4 мкВт / вент. Фактично мікросхема зберігає працездатність в більш широкому діапазоні, але розробники не гарантують в цьому випадку її паспортні параметри. Завдяки високому вхідному опору (Rвх> 100 МОм) ІМС має високу навантажувальну здатність Краз> 10 ... 30 (кількість входів, які можна підключити до виходу логічного елемента, обмежується лише розміром монтажу; при Краз = 10 паразитная ємність навантаження становить Сп = 20 пФ). ІМС К561ЛЕ5 являє собою чотири логічних елемента 2АБО-НЕ (рис. 3.1), об'єднаних в одному корпусі.



Рис.3.1 Логічний елемент АБО-НІ

Пристрій базового елементу АБО-НІ (рис. 3.2) - це один канал мікросхеми К561ЛЕ5, як би зворотнє в порівнянні з елементом І-НІ: тут паралельно з'єднані n-канальні і послідовно p-канальні транзистори.

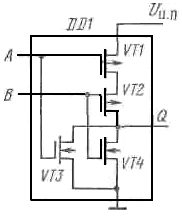


Рис.3.2 Схема елемента АБО-НІ

Стан виходу Q в залежності від рівнів показано в таблиці 3.1

Таблица 3.1 – Таблиця електричних станів

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Вхід | | Вихід  Q |
| A | B |
| Н | Н | В |
| Н | В | Н |
| В | Н | Н |
| В | В | Н |

На рисунку 3.3 показана осцилограма відгуку на виходи АБО-НІ. Тут тривалість інвертованого сигналу на виході Q відповідає часу обох вхідних сигналів.



Рис.3.3 Діаграма вхідних і вихідних імпульсів

Напруга живлення на мікросхеми розглянутих серій подається на вихід з найбільшим номером, загальний провід підключається до вихлду з удвічі меншим номером.[25,17]

Функціональна схема мікросхеми К561ЛЕ5 показана на рисунку 3.4.



Рис.3.4 Функціональна схема мікросхеми К561ЛЕ5

Якщо число інверторів парне (2 або 4), резистор позитивного зворотного зв'язку створює умови автогенерації. На рисунку 3.5 показана схема функціонального автогенератора, який видає на виходах різні, але зфазовані сигнали: послідовність прямокутних імпульсів , послідовність трикутних імпульсів , «синусоїдальний» сигнал .



Рис.3.5 Схема функціонального генератора

Інвертори DD1.1, DD1.2 утворюють мультивибратор - автогенератор прямокутних імпульсів (шпаруватість регулюється потенціометром R1). Сигнал на виході генератора має прямокутну форму зі шпаруватістю (робочим циклом) 50%. Інвертор DD1.3 інтегрує трикутні імпульси. Бажана форма вихідних трикутників (залежить від частоти і шпаруватості вхідного сигналу) встановлюється змінним резистором R6 (зручніше потенціометр з логарифмічною характеристикою регулювання).

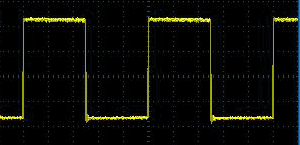
Інвертор DD1.4 працює як підсилювач з підсиленням.

Приблизно синусоїдальний сигнал вийде за рахунок деякого згладжування (фільтрації) трикутної напруги. Можна підключити додаткові конденсатори (наприклад, паралельно R8), створивши фільтр першого або другого порядку. Стабільність роботи генератора залежить не стільки від мікросхеми, скільки від стабільності роботи RC-ланцюжка.

Частоту проходження сигналів можна регулювати в межах від 1 до 600 Гц за допомогою перемикання номіналів елементів RC-ланцюжка. За допомогою спеціальних кнопок на імітаторі сигналів можна вибирати необхідну форму вихідного сигналу. Для подачі стабілізованої напруги на мікросхему К561ЛЕ5 використовується стабілізатор напруги.

Для наглядного зображення сигналу, який ми отримаємо за допомогою мультивібратора, скористаємось програмою EWB.

Изображение выглядит как вода

Описание создано с очень высокой степенью достоверности

а) б)

Изображение выглядит как вода

Описание создано с высокой степенью достоверности

в)

Рис.3.6 Зображення сигналу а) синусоїдальний сигнал б) прямокутний сигнал

в) трикутний сигнал

# Стабілізатор напруги

Мікросхеми серії КР1158ЕН є трехвиводной лінійний стабілізатор з низькою прохідною напругою на ряд фіксованих вихідних напруг в діапазоні від 3 до 15 В і призначені для створення компактних джерел живлення. Регулюючий елемент стабілізаторів цих серій включений до плюсової провід.

Всі стабілізатори призначені для широкого застосування і ідеально підходять для потреб електроніки, так як мають вбудований захист від викидів вхідної напруги при скиданні навантаження генератора до 60 В, захист при підключенні вхідного напруги в зворотній полярності і від перегріву мікросхеми. Для обмеження потужності, що розсіюється введена блокування вихідного напруги при вхідній напрузі більше 30 В. Стабілізатори не виходять з ладу при короткочасному підключенні виводів в дзеркальній послідовності. Найближчі функціональні аналоги - мікросхеми L48ХХ, L4945, LМ2930, LМ2931 фірми SGS-Thomson.[23,24]

У даній роботі в якості стабілізатора використана мікросхема КР1158ЕН9А, на виході якої, отримано напруга 9 В, необхідне для харчування генератора сигналів.

**Основні параметри мікросхеми КР1158ЕН9А:**

* струм навантаження до 500 мА;
* нестабільність напруги на виході, не більше 2%;
* мінімальна напруга вхід - вихід, не більше 0,6 В при струмі навантаження 500 мА;
* власний споживаний струм (при номінальному струмі навантаження) 20 мА;
* захист при перевищенні вхідної напруги (+30 В);
* захист при викидах вхідної напруги (до 60 В);
* захист від переполюсовки вхідної напруги (до -18 В);
* захист від короткого замикання;
* тепловий захист;
* корпус «КГ-27».

**Граничні експлуатаційні значення параметрів:**

* найбільше вхідний постійна напруга 37 В;
* найменший струм навантаження 5 мА;
* найбільше неповреждающее постійне вхідна напруга зворотної полярності 18В.

Кінцева буква в позначенні мікросхеми визначає значення струму обмеження і тип вихідної характеристики. Мікросхема КР1158ЕН9А має вихідну характеристику, яка визначається порогом спрацьовування захисту по струму .[28] Вихідна характеристика даної мікросхеми представлена на рис. 3.6.



Рис.3.6 Форма вихідноїхарактеристики

Мікросхема випущена в корпусі типу ТО-220. На малюнку 3.7 показана структурна схема ІС.



Рис.3.7 Структурна схема ІС

Таблиця 3.2 Опис виводів мікросхеми

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Номер вивода | Позначення | Призначення виводу |
| 1 | INP | Вхід |
| 2 | GND | Загальний |
| 3 | OUT | Вихід |

Типова схема включення показана на рисунку 3.8.



Рис.3.8 Типова схема включення ІС

Для стійкої роботи мікросхеми застосовуються навісні конденсатори. Їх монтаж слід виконувати гранично короткими провідниками і по можливості безпосередньо поруч з відповідним виводом стабілізатора. Вхідний конденсатор С1 необхідний в тому випадку, коли стабілізатор встановлений далеко від джерел живлення. Вихідний конденсатор С2 забезпечує відсутність порушення вихідної напруги, його мінімальне значення 10 мкФ в залежності від схеми застосування слід значно збільшити. Оскільки у алюмінієвих електролітичних конденсаторів електроліт замерзає при - 30 ° С, то для більш морозостійких конструкцій необхідно застосовувати танталові конденсатори. У той же час, якщо пристрій працює тільки при кімнатній температурі, то ємність вихідного конденсатора можна зменшити в 2 рази.[15,22]

В даному стабілізаторі в разі короткого замикання вихідний струм обмежується максимальним значенням. До складу мікросхеми стабілізатора введена схема теплового захисту. При температурі кристала більш 150оС відбувається повне вимикання стабілізатора на час, поки температура не опуститься нижче 150оС.

Таким чином, мікросхема КР1158ЕН9А служить для подачі стабілізованої напруги в 9 В на генератор сигналів. Мікросхема має мінімальну напругу вхід - вихід 0,6 В. Це означає, що на вхід мікросхеми повинно подаватися напругу не менше ніж 9,6 В. Таким чином, виникає питання про створення вузла контролю напруги батареї, щоб контролювати напруга живлення стабілізатора.

# Вузол контролю напруги батареї

Вузол контролю напруги батареї зібраний на операційному підсилювачі. Компаратори здійснюють перемикання вихідної напруги, коли змінюється вхідний сигнал стає вище або нижче певного рівня. Компаратори належать до класу формувачів, призначених для переходу від аналогових сигналів до цифрових. Тому кінцеві каскади компараторів зазвичай конструюються таким чином, щоб вихідна напруга відповідало б прийнятим логічним рівням поширених цифрових мікросхем.

Якщо включити операційний підсилювач (ОП) без зворотного зв'язку так, як це показано на малюнку 3.9, і подати на один вхід сигнал Uвх, а на іншій - постійний рівень опорного напруги Uоп, то вихідна напруга U вих стрибком змінюється від максимального до мінімального (або навпаки ), коли сигнал проходить заданий на інший вхід рівень порівняння.[21,10]



Рис.3.9 Ввімкнення операційного підсилювача

У наведеній схемі вихідна напруга відповідає рівням логічної 1 і логічного 0 цифрових ТТЛ-мікросхем, для чого використані допоміжне джерело напруги +3 В і обмежувач на кремнієвих діодах VD1, VD2. Якщо поміняти місцями Uвх і Uоп, зміниться порядок перемикання вихідної напруги. Завдяки високому коефіцієнту посилення ОП схема, перемикається при дуже малій різниці напруг вхідного сигналу і постійного рівня, тобто порівняння двох напруг відбувається з високою точністю.[13]

Вузол контролю напруги батареї побудований на напівпровідниковій інтегральній мікросхемі КР (КФ) 140УД608 (рис 2.10), яка являє собою операційний підсилювач з малими вхідними струмами і внутрішньої корекцією, призначеної для побудови вирішальних підсилювачів, суматорів, інтеграторів.

Він необхідний для подачі світлового сигналу при зниженні Uбат до величини менше 9,6 В (мінімальне число напруги, яке поступає на вхід стабілізатора КР1158ЕН9А).

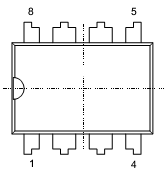


Рис.3.10 Схема розміщення виводів КР140УД608

Таблиця 3.3 Призначення виводів КР140УД608

|  |  |
| --- | --- |
| Вивод | Призначення |
| 1 | балансировка |
| 2 | вхід івертуючий |
| 3 | вхід неінвертуючий |
| 4 | напруга живлення мінус Uжив |
| 5 | балансировка |
| 6 | вихід |
| 7 | напруга живлення Uжив |
| 8 | – |



Рис.3.11 Схема вузла контроля напруги батареї

На резисторі R6 і емітерному переході транзистора VT1 (КТ315Б), включеному в зворотному напрямку, зібрано джерело зразкової (опорної) напруги (близько 6,5 В). Дана напруга подається на прямий вхід операційного підсилювача DA1 (КР140УД608). А з дільника напруги R1, R2 частина контрольованої напруги батареї живлення надходить на інвертуючий вхід.

Резистором R2 цю напругу можна змінювати в невеликих інтервалах. Конденсатори С1, С2 підвищують стійкість компаратора. У початковому стані, коли напруга живлення батареї висока (більше 9,6 В), на виході компаратора вихідна напруга мінімальна і світлодіод не світиться. При зниженні напруги батареї нижче 9,6В компаратор перемикається, на виході з'являється напруга високого рівня і світлодіод загоряється. Резистор R8 обмежує струм, що протікає через світлодіод.[14]

Замість транзистора можна використовувати стабілітрон, але раціональніше використовувати транзистор. Це пов'язано з тим, що споживання струму транзистора менше, ніж стабілітроном (в десятки разів). Також враховані менша вага і габарити транзистора.

# Розрахунок блоку живлення

# Структурна схема вториного джерела живлення

У даній роботі розроблено пристрій, що перетворює змінну напругу мережі 220 В 50 Гц в постійну напругу 12 В.

За класичною схемою джерело вторинного живлення повинено містити трансформатор, випрямляч і фільтр. На виході джерела живлення повинні забезпечуватися необхідна напруга, струм і коефіцієнт пульсацій. Таким чином, виникає необхідність застосувати також стабілізатор напруги.

Тр.

В

Ф

Ст.

~220В

+12В 0,5А

Рис.3.12 Структурна схема вториного джерела живлення

# Розрахунок трансформатора

Вихідними даними для розрахунку силового трансформатора є:

* електрична схема (кількість обмоток) трансформатора;
* схема підключається навантаження (напруга, опір і т.п.);
* напруга і частота мережі живлення;
* маса, габарити, вартість.

Визначимо значення струму, поточного через вторинну обмотку трансформатора:

,

де - максимальний струм через вторину обмотку трансформатора, А;

- максимальний струм навантаження, А.

Визначим потужність, споживану випрямлячем від вториної обмотки трансформатора:

,

де  - напруга на вториній обмотці, В.

Підрахуємо потужність трансформатора:

,

де - максимальна потужність, споживана від вториної обмотки трансформатора, Вт.

Визначим значення струму, протікаючогов первиній обмотці:

,

де  - напруга на первиній обмотці трансформатора (мережева напруга).





Підраховуємо число витків вториної обмотки:



Визначаємо діаметри дротів обмоток трансформатора з таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 Данні для визначення діаметра дротів обмоток

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | <25 | 25-60 | 60-100 | 100-160 | 160-250 | 250-400 | 400-700 | 700-1000 |
|  | 0.1 | 0.15 | 0.2 | 0.25 | 0.3 | 0.4 | 0.5 | 0.6 |

Так як , то обираємо діаметр 

# Стабілізатор напруги джерела живлення

В якості стабілізатора напруги джерела живлення використана мікросхема КР142ЕН12А (LM317T). Вона виконана по планарній дифузійної технології з ізоляцією p-n переходом. Стабілізатор працює з зовнішнім дільником напруги у вимірювальному елементі, що дозволяє регулювати вихідну напругу в дуже широких межах - від 1,3 до 37 В. Регулюючий елемент стабілізатора включений до плюсового дроту живлення. Вихідний струм (струм навантаження) - до 1 А.

Цей мікросхемний стабілізатор відноситься до самих високовольтним в серії К142. Вона стійка до імпульсних перевантажень по потужності, обладнена системою захисту від перевантажень по вихідному струму.

Прилад оформлений в пластмасовому корпусі КТ-28-2. З боку однієї з широких граней в корпус вмонтований подовжений тепловідвідний фланець з кріпильним отвором. Маса приладу - не більше 2,5 г.

**Електричні характеристики мікросхеми КР142ЕН12А:**

* мінімальна вихідна напруга (при вхідній напрузі 5 В і струмі 5 мА) - 1,3 В;
* гранично допустимий вихідний струм - 1 А;
* мінімальне падіння напруги (при вхідній напрузі 18,5 В) - 3,5 В;
* нестабільність вихідної напруги по вхідній напрузі (при збільшенні вхідного напрузі від початкового значення 20 В, вихідній напрузі 15В і вихідному струмі 5 мА) - 0,01% / В;
* температурний коефіцієнт вихідної напруги - 0,02% / оС;
* зміна вихідної напруги за 500 ч роботи (при вхідній напрузі 45 В, вихідному 15В і вихідному струмі 23 мА) - 1%;
* температурний робочий інтервал -10 ... + 70 оС. [15]

Типова схема ввімкнення мікросхеми КР142ЕН12А показана на рисункі 3.13.



Рис.3.13 Схема включення мікросхеми КР142ЕН12А

Мікросхема розрахована на роботу з тепловідводом. Потужність, яка розсіюється мікросхемою з тепловідводом не повина перевищувати 10 Вт.[17]

Резистори R1 та R2 утворюють наружній регулюючий подільник напруги, який входить у вимірювальний елемент стабілізатора. Значення опору резисторів звязані формулой



де - ток через резистори R1 та R2 вимірювального елемента; мінімально допустиме значення цього току – 55мкА.

Для визначення опору резистора R1 скористаємось вище згаданою формулой.

При R2=4,7 кОм отримаємо:







Таким чином, маємо Ом.

Для зниження рівня фону при вихідній напрузі, близькій до мінімального, в вимірювальний елемент включений згладжуючий конденсатор С2. Ємність цього конденсатора повинна бути достатньою для ефективного згладжування (зазвичай близько 10 мкФ)[16].

Для максимальної реалізації стабілізуючих якостей мікросхеми необхідно підключати резистивний дільник напруги R1R2 і вихідний конденсатор С3 якомога ближче до її виходу, а саму мікросхему монтувати в безпосередній близькості до навантаження.

# Електричний розрахунок випрямляча та фільтру

Вихідними даними для розрахунку випрямляча є випрямлені напруга U0 і ток I0, коефіцієнт пульсацій напруги на вході фільтра Кп0, напруга мережі живлення f. Частота мережі 50 Гц. Коефіцієнт пульсацій, що приймається для розрахунку, не повинен перевищувати 0,15, а допустиме відносне значення змінної складової напруги для обраних конденсаторів фільтра має бути не менше 0,05.

Для оптимального живлення генератора сигналів для електрокардіографа потрібні:

1. ;
2. ;
3. .

Визначимо значення зворотньої напруги на вентилях , середнього току  та амплітуди току  через вентилі.







Обираємо діоди типу КД226А з параметрами:

* максимальна зворотня напруга – 100 В;
* максимальний прямий струм – 2 А;
* максимальний зворотній струм – 50мкА;
* максимальна пряма напруга – 1.4 В.

Далі визначимо опір навантаження випрямляча:



Приймаємо опір обмоток трансформатора:



Знайдемо прямий опір випрямляючого діода по наближеній формулі:

,

де  - постійна пряма напруга на діоді.



Визначимо активний опір фази випрямляча за формулою:



Далі необхідно знайти розрахунковий коефіцієнт А за формулою:



В залежності від знайденого значення А знайдем допоміжні коефіцієнти B, D, F, H за графіками, представлених на рисункі 3.15.

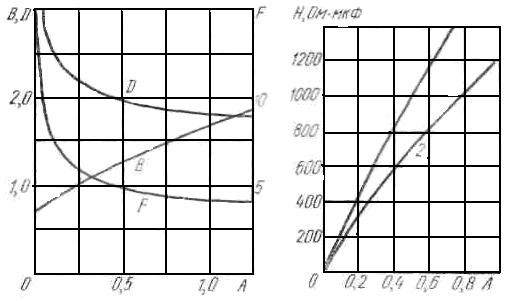


Рис.3.14 Графіки для визначення допоміжних коефіцієнтів

Таким чином B=1.1; D=2.1; F=1.1; H=580Ом\*мкФ.

Знайдем значення зворотньої напруги на діодах і амплітуди прямого струму через діоди:

,

,

де  - напруга на вториній обмотці трансформатора (в режимі холостого хода), а значення струму вториній обмотці:



Таким чином, отримані вище значення не перевищують допустимих значень для вибраних діодів.

Визначимо вихідну ємність випрямляча (вхідну ємність фільтра)  за формулою:

.

Вибираєм конденсатор К50-37-1000мкФ25В.

На рисунку 3.15 показана електрична приципова схема блоку живлення.



Рис.3.15 Електрична принципова схема блоку живлення

# Висновки до розділу 3

В даному розділі було розробленно багатосигнальний генератор імпльсів для калібрування ЕКГ, а також був розрахований блок живлення для даного генератора. Сигнал на виході генератора відповідає всім критеріям.

# РОЗДІЛ 4

# ОХОРОНА ПРАЦІ

Завдання охорони праці: зменшення інтенсивності випромінювання для працівника рентген апарата.

# 4.1 Перелік небезпечних і шкідливих факторів в процессі виготовлення кардіоімітатора

Темою дипломного проекту є розробка та виготовлення приладу для перевірки працездатності електрокардіографів. Тому в даному розділі розглянемо робоче місце, де безпосередньо буде виготовлятися кардіоімітатор.

До основних, характерних для монтажної ділянки джерел небезпечних і шкідливих виробничих чинників, відносяться:

- напруга електричної мережі (~ 220 В 50 Гц);

- статична електрика;

- шум;

- вібрація;

- різні травлення;

- шкідливі хімічні речовини;

- недостатня освітленість;

- кліматичні умови (умови праці).

При роботі на монтажній ділянці існує вірогідність поразки електричним струмом, тому монтажна ділянка відноситься до приміщень з підвищеною небезпекою, а по класифікації приміщень по характеру навколишнього середовища - і нормальному класу.

Відповідно до ГОСТ 12.1.038 - 82 гранично-допустимим є струм 50 мА протягом 1 секунди. Електробезпека робочих місць і ділянки в цілому повинна відповідати ГОСТ 12.1.019 - 79 «Електробезпека. Загальні вимоги».

Статична електрика обумовлює виникнення розрядів між людиною і іншим об'єктом. Зареєстровані струми при таких розрядах не небезпечні, але можуть викликати неприємні відчуття. Статична електрика нормується по ГОСТ 12.1.045 - 84 «Електростатичні поля. Допустимі рівні на робочих місцях і вимоги до проведення контролю » при цьому гранично-допустиме значення статичної електрики протягом 1 години.

Для забезпечення вимог безпеки по захисту від статичної електрики необхідно керуватися вимогам ГОСТ 12.1.018 - 93.

Негативну дію на організм людини надають шум і вібрації. Джерелом шуму і вібрацій на монтажній ділянці є вентилятори, встановлені в системі подачі повітря.

Нормування шуму проводиться по ГОСТ 12.1.003 - 83, а вібрації по ГОСТ 12.1.012 - 90. Гранично-допустимі рівні складають: для шуму 85 дб, а для вібрації - 75-91 дб.

Шум викликає швидке стомлення, може викликати запаморочення і привести до нещасного випадку.

Монтажна ділянка належить до ділянок з великою вірогідністю травматизму. Це можуть бути різні опіки, порізи. Для забезпечення безпечної роботи необхідно керуватися ГОСТ 12.2.003 - 91. Температура жала паяльників повинна бути 240-270.

На монтажній ділянці застосовуються шкідливі хімічні речовини і реактиви, такі як свинець, олово, лаки, фарби, розчинники.

Гранично-допустима концентрація (ГДК) пари свинцю в повітрі робочої зони згідно ГОСТ 12.1.005 - 88 не повинна перевищувати 0,005. Свинець - речовина, що належить до першого класу небезпеки. Лаки, фарби, розчинники, згідно тому ж ГОСТ, відносяться до речовин четвертого класу небезпеки з ГДК пари в робочій зоні не більше 100 .

В результаті перевищення ГДК шкідливих речовин в повітрі робочої зони протягом тривалого часу, робочі можуть отримувати різні професійні захворювання дихальних шляхів і серцево-судинної системи.

Монтажна ділянка зі своєю специфікацією роботи відноситься до третього розряду зорових робіт, тому вибираємо комбіноване освітлення. Відповідна цьому розряду освітленість складає 600 лк, зокрема місцеве освітлення - 200 лк.

При тривалій роботі в умовах поганого освітлення, відбувається погіршення зору, розвивається короткозорість.

Для створення сприятливих умов для роботи персоналу згідно ГОСТ 12.1 005 - 88 повинні виконуватися наступні вимоги:

- температура повітря 22-24;

- відносна вологість 40-60%;

- швидкість руху повітря в робочій зоні не більше 0,1 м/с.

Монтажні роботи, згідно ГОСТ 12.1.005 - 88 відносяться до легких фізичних робіт 1 А (енерговитрати до 139 Вт).

При невиконанні вимог виникає вірогідність захворювань робочих із-за перегріву або переохолодження.

- динамічні навантаження.

Нервово-емоційні навантаження:

- розумова перенапруга;

- перевтома;

- перенапруга аналізаторів (шкірні, зорові, слухові і т.д.);

- монотонність праці;

- емоційні перенавантаження.

# 4.2 Технічні та організаційні заходи, які виключають або обмежують вплив небезпечних та шкідливих виробничих факторів

Профілактика пораження електричним струмом згідно ГОСТ 12.1.019-79 "Електробезпечність. Загальні вимоги" і ГОСТ 12.1.038-82 "Гранично припустимі рівні напруг доторкань і струмів" основні правила і вимоги щодо електробезпечності наступні:

- доробку, монтаж, заміну несправних елементів чи інші види робіт необхідно проводити лише при відключеному живленні апаратури;

- все електроустаткування повинно бути заземленим;

- робочий електроінструмент повинен бути розрахований на напругу 36В;

- при використанні електроінструменту з напругою живлення більше 36В його необхідно заземлити;

- усі вимикачі загального живлення повинні бути миттєвої дії;

- відключаючи устаткування від мережі, вилку необхідно брати за корпус, а не за сполучний провід для виключення короткого замикання;

- забороняється перевіряти наявність напруги чи прогріву струмоведучих частин руками;

- забороняється використовувати сполучні проводи і шнури з ушкодженою ізоляцією.

Для забезпечення санітарно-гігієнічних умов праці відповідно до ГОСТ 12.1.005 - 88 передбачено:

- площа виробничих приміщень відповідно до вимог СНіП 2.09.02 - 85 складає 250 м2, об'єм 1050 м2;

- повітрообмін за допомогою витяжної для приточування вентиляції з витратою повітря відповідно до СНіП 41.01-2003;

- кондиціонування повітря робочої зони кондиціонерами БК - 2500 в кількості шести штук, в теплу пору року, і центральне опалювання гарячою водою за допомогою батарей, розташованих внизу уздовж трьох стін ділянки, на яких є регулятори витрати води з мінімальним нагрівом 2500 Дж/год, згідно СНіП 41.01 - 2003;

- для створення необхідної освітленості застосовується загальне освітлення з освітленістю 500 лк і комбіноване освітлення з освітленістю 2000 лк, що відповідає нормам СНіП 23.05.95 і третьому розряду зорових робіт, зі світильниками типу ПВЛМ - Д 2\*40.;

- для створення сприятливої обстановки, приміщення монтажної ділянки оформлене відповідно до САНПіН 2.2.2.542 - 96;

- для зручності роботи в сусідній з ділянкою кімнаті створена кімната відпочинку робочого персоналу відповідно до СНіП 2.09.04 - 87;

- для провітрювання приміщення під час перерв в роботі і перед початком робочої зміни проектом передбачені віконні кватирки, розташовані в двох кутових стінах;

- водопостачання ділянки здійснюється від міської мережі водопостачання гарячіше і холодною водою;

- є туалети для робочого персоналу;

- в кінці кожної зміни проводиться вологе прибирання приміщення (миття полови, протирання полиць і стелажів);

- для зменшення шуму і вібрацій на ділянці, пристрої вентиляції винесені на 50 м за його межі, в спеціальне, приміщення, обладнане звукопоглинальним матеріалом. Двигуни розташовані на окремих фундаментах, воздуховоди оснащені гнучкими вставками, що запобігають передачі вібрації;

- згідно ГОСТ 12.1.012 - 90 вимог до вібрації на монтажній ділянці, при виконанні вищезгаданих заходів, вважається виконаними.

# 4.3 Забезпечення пожежної і вибухової безпеки

Пожежна безпека представляє собою такий стан об'єкта, при якому з регламентованою імовірністю виключається можливість виникнення і розвитку пожежі, а також забезпечується захист матеріальних цінностей.

Вибухонебезпечність як стан об'єктавиключає можливість вибуху або у випадку його виникнення виключається можливість впливу його на людей.

Пожежну безпеку регламентує ГОСТ 12.1.004-91, ГОСТ 12.1.010-76, ДНАОП 0.01 - 1.01 - 95, ГОСТ 12.1.030 - 81, міжгалузеві і галузеві правила пожежної безпеки. В лабораторіях рекомендуються установки гасіння пожеж газовими вогнегасильними засобами, у яких вогнегасильним агентом є вуглекислота або рідинні пінновипаровуючі вогнегасильні склади з аерозолями на основі бромистого етилу.

До шкідливих факторів пожежі, що впливає на організм людини, відносяться відкритий вогонь і іскри, дим, мала концентрація кисню, підвищена температура, елементи конструкцій, агрегатів і устаткування, що падають.

Пожежну безпеку забезпечуємо:

- використанням методів та пристроїв запобігання іскріння;

- своєчасним контролем за справним станом обладнання;

- систематичною очисткою вентиляційних каналів від пилу і перевіркою системи вентиляції;

- підтримкою чистоти та порядку всередині приміщення;

- відсутністю всередині приміщення легкозаймистих та вибухових речовин;

- застосуванням запобіжників;

- дотриманням протипожежних вимог до електрообладнання

Пуск стаціонарної системи пожежегасіння виробляється автоматично і вручну. У випадку пожежі подаються світловий і звуковий сигнали.

# 4.4 Розрахунок освітлення виробничого приміщення

Відповідно до категорії робіт освітленість робочого місця згідно СНіП 23 - 05 - 95 повинна бути не менше 300 лк. Проектом передбачено комбіноване освітлення. Для розрахунку освітлення виробничого приміщення застосовується метод світлового потоку:



де Ф - світловий потік лампи (лк);

E - мінімальна освітленість (лк);

K - коефіцієнт запасу;

S - площа приміщення;

Z - коефіцієнт мінімальної освітленості;

N - число лам в світильнику;

Q - коефіцієнт використання світлового потоку падаючого на поверхню.

Вибираємо освітленість, щоб не було великого контрасту між місцевим і загальним освітленням (лк) при освітленні люмінесцентними лампами з коефіцієнтами Z = 1,1 і K = 1,4. Для освітлення застосуємо стандартну лампу ЛБ - 40 як найбільш економічну і дешеву. Світильники для ламп візьмемо ПВЛМ - Д2 40, призначені для виробничих приміщень. Світильники розташуємо в чотири ряди, в кожному світильнику по дві лампи потужністю 40 Вт. Відстань між світильниками в довжину 2 м.



Для визначення коефіцієнта використання світлового потоку знаходимо значення індексу приміщення:



де S - площа приміщення (м2);

h - висота робочої зони (м);

A - довжина приміщення (м);

B - ширина приміщення (м).

По умові: A = 25 (м), B = 10 (м), отже (м2).



де Нп - висота приміщення;

Нроб.пов. - висота монтажного столу.

h = 5 – 0.9 = 4.1 (м), тоді



Коефіцієнт віддзеркалення стін і стелі відповідно приймемо рівними: Rстін =30, Rстел =50. ля індексу приміщення I = 1,74 і прийнятих коефіцієнтах віддзеркалення знайдемо Q:

, тоді



(лк).



Оскільки світловий потік від двох ламп в одному світильнику складає 4960 (лк), то на ділянці необхідно розмітити:

n = 198275 / 4960 = 40 світильників

Для місцевого освітлення проектом передбачена установка на кожному робочому місці світильників мазкі Р12 фірми «LIVAL» в яких застосовуються лампи розжарювання з напругою 36В і потужністю 60 Вт з силою світлового потоку 800 лк.

Отримані дані відповідають заданій освітленості і третьому розряду зорових робіт згідно СНіП 23 - 05 - 95.

# 4.5 Інструкції з техніки безпеки при виготовленні кардіоімітатора

Перед початком роботи необхідно:

1) Зробити зовнішній огляд активного обладнання.

2) Провести перевірку справності реактивів

3) Перевірити наявність у помешканні засобів пожежогасіння і їхню комплектацію.

4) Переконатися у вірній роботі активного обладнання.

5) Перевірити справність мережевих шнурів, штепселів і розеток.

Під час роботи:

1) Забороняється працювати з пристроями без заземлення.

2) Підключення нового обладнання, ремонт і інші роботи повинні відбуватися в присутності ще одного спеціаліста.

3) Додавання модулів розширення в активному обладнанні виконувати згідно з інструкціями по експлуатації кожного окремого приладу.

4) Для без роз’ємного від’єднання апаратури необхідно викликати ліцензованого техніка-електрика.

5) Для зниження ризику ураження електричним струмом (при неможливості перевірки наявності заземлення) необхідно від’єднати апаратуру від розетки мережі змінного струму перед встановленням або підключенням іншої апаратури.

6) Під’єднання або від’єднання сигнальних кабелів потрібно робити однією рукою, щоб запобігти можливості враження електричним струмом при дотику двох поверхонь з різним електричним потенціалом.

Післязакінченняроботи**:**

1) Повинні бути відключені електроприлади, настільні лампи, електроосвітлення.

2) Після закінчення роботи в кабінеті повинна бути проведена вологе збирання стін з миттям підлоги.

3) При виявленні свинцевого пилу, що свідчить про порушення санітарно - гігієнічних вимог до експлуатації засобів захисту, повинне проводитися вологе збирання з використанням 1 - 2-процентного розчину оцтової кислоти.

4) Ремонтні роботи необхідно проводити при цілком знятій напрузі на устаткуванні.

5) При аварійній ситуації необхідно вимкнути устаткування і усунути причину та наслідки аварії.

6) При виникнення пожежі необхідно негайно викликати пожежну охорону, знеструмити устаткування і приступити до ліквідації пожежі засобами пожежогасіння, що знаходяться в помешканні.

# РОЗДІЛ 5

# ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

# 5.1 Аналіз впливу техногенних чинників на природне середовище

Актуальним розділом роботи є охорона навколишнього середовища.

Протягом останньої третини XX та початку ХХІ століть науково–технічна революція спричинила колосальне зростання матеріальних і духовних можливостей людства – як творчих, так і руйнівних. Нині світова громадськість приділяє значну увагу гострим екологічним проблемам. Зацікавленість ними викликана передусім турботами про безпеку та виживання людства і всього живого на Землі.

Велике занепокоєння викликає надмірна концентрація екологічно небезпечних виробництв, застаріле та неефективне природоохоронне обладнання на завершальних стадіях технологічної послідовності, ненадійність технічних систем і недостатня кваліфікація кадрів на підприємствах з підвищеним екологічним ризиком. Останніми роками у зв’язку зі скороченням озброєнь з’явилася якісно нова проблема — забезпечення екологічної безпеки конверсії. Все це може призвести до екологічно зумовленої соціальної напруженості як в національному, так і, враховуючи наслідки аварії на ЧАЕС, в міжнародному масштабах. Отже, нині існує реальна загроза того, що в результаті комбінації політичних або інших чинників на якийсь час в Україні можуть утворитися такі форми ринкової економіки, що підриватимуть її екологічну та національну безпеку.

Процес виготовлення медичного обладнання являється техногенним чинником впливу на навколишнє середовище. Тому данному питанню необхідно приділити особливу увагу, так як лише при врахуванні усіх факторів, які впливають на екологію можливо визначити доцільність застосування апаратури та оцінити ступінь впливу на здоров’я людей.

При виготовленні медичної техніки застосовуються різного роду прилади, які в основному наносять шкідливий вплив на атмосферне повітря. За останні роки екологічна ситуація України покращилась взагалом. Але в таких містах як Донецько–Придніпровському промисловому регіоні: Кривому Розі, Маріуполі, Донецьку, Запоріжжі, Дніпродзержинську, Дніпропетровську, Єнакієвому, Луганську, Дебальцеве досі спостерігається високий рівень забрудненості повітря. Обсяг викидів забруднювальних речовин підприємств Донецько–Придніпровського регіону становить 81 % від загального обсягу викидів по країні. Ця величезна промислова зона є однією з найнебезпечніших для навколишнього середовища. Високий рівень забруднення атмосфери у цих містах зумовлений в основному підвищеним вмістом у повітрі специфічних шкідливих речовин, а також наявністю двоокису азоту і пилу.

Але як вже було раніше згадано, протягом останнього часу стан екології України вцілому покращується. Це визвано скороченням обсягів виробництва та впровадження заходів зі зменшення викидів.

# 5.2 Кардіоімітатор та його вплив на довкілля

Оточуюче середовище представляє собою цілісну систему взаємопов’язаних об’єктів та явищ, в якій проходять праця та побут людей. Будь який технологічний процес певною мірою здійснює вплив на оточуюче середовище, забруднює її. У будь якому разі, рано чи пізно страждає сама людина. Тому необхідно попередити шкідливий вплив людської діяльності на оточуюче середовище або мінімізувати його.

При виготовленні кардіоімітатора основними джерелами забруднення є наступні:

а) виробництво матеріалів на виготовлення приладу та його запасних частин, вузлів, деталей ГОСТ 12.0.003 – 74. ССБТ;

б) отримання електричного струму на електростанціях, без якого сам процес виготовлення неможливий;

в) шумове забруднення періферійних пристроїв, які приймають участь в процесі виготовлення приладу. Нормативні вимоги до цих показників відповідно ГОСТ 12.1.003 – 89 та ГОСТ 12.1.012 – 90 ССБТ;

Кардіоімітатор – це прилад, призначений для перевірки працездатності електрокардіографа. Має маленькі габарити, тому зручний в перенесенні. Сам кардіоімітатор не наносить шкідливого впливу на зовнішнє середовище, так як працює на батарейці і не потребує електрифікованого живлення. Проте процес виготовлення даного приладу може негативно впливати на екологію.

Головним об'єктом при його виготовленні, є виробничий цех, де виконується безліч різних операцій, тому цех розбитий на ділянки, такі як :

- ділянка монтажу друкарських плат;

- ручної слюсарної збірки;

- покриття плат ласий;

- регулювання плат і блоків;

- проведення приймально-здавальних випробувань (ПЗВ);

- упаковки готових виробів.

До допоміжних приміщень відносяться:

- склад готової продукції;

- склад комплектуючих виробів;

- відділ метрології і базових вимірювань;

- конструкторсько-технологічний відділ.

На кожній ділянці цеху, тобто основного виробництва існують ті або інші шкідливі дії на організм людини.

На ділянці проведення ПЗВ і регулювання плат та блоків існують електромагнітні випромінювання, шуми, викликані роботою приладів і вентиляторів в них. Так само існує небезпека поразки електричним струмом, оскільки на цих ділянках присутня висока напруга.

На ділянці покриття плат лаком небезпеку представляють пари лакофарбних покриттів і різних промивальних розчинників.

На ділянці ручної слюсарної збірки блоків, свої шкідливі умови робіт. До них відносяться шуми різного походження, вібрації, вірогідність отримання травм при роботі з інструментом і електричним устаткуванням.

Але найбільша кількість небезпечних і шкідливих виробничі чинників виникає на монтажній ділянці.

Слід так само розглянути можливі негативні дії даного процесу на навколишнє середовище і визначити небезпечні і шкідливі чинники, що виникають в процесі виготовлення друкарських плат.

Слід так само врахувати можливість виникнення надзвичайних ситуацій. З погляду пожежної безпеки об'єктом аналізу може служити не тільки монтажна ділянка, але і все підприємство в цілому.

При роботі на монтажній ділянці, при проведенні паяльних робіт, можуть виникнути небезпечні і шкідливі чинники відповідно до ГОСТ 12.0.003. - 74 «Опасные и вредные производственные факторы», які можуть вплинути на здоров'ї працюючого персоналу, а так само завдати шкоди навколишньому середовищу.

При виконанні монтажних робіт, виділяються шкідливі хімічні речовини, які, потрапляючи в навколишнє середовище, завдають істотної шкоди всьому живому. До викидів відносяться: пари свинцю, пари лаків, фарб, розчинників, клеївши і компаундів, використовуваних в технологічному процесі.

Джерелом забруднення гідросфери служать хімічні і гальванічні сливи, тверді відходи. Тверді відходи підлягають утилізації відповідно до СНіП 2.01.28 - 85. Рідкі джерела забруднення підлягають очищенню відповідно до СНіП 46.30 - 88 «Санитарные нормы и правила охраны поверхностных вод от загрязнения».

Найбільш небезпечними при проведенні монтажних робіт є речовини, що виділяються при паянні і труїть металу, такі як:

- пари промивальних розчинів;

- аерозоль свинцю, використовуваного при паянні;

- пари флюсу (ГОСТ 12.1.005-83 «Нормирование среды вредных веществ в воздухе рабочей зоны»);

- обтиральні матеріали, що залишилися після промивки друкарських плат, спалюються, при цьому забруднюють атмосферу.

Джерелами забруднення парами Hg можуть стати ртутні лампи, що розгерметизувалися, які використовуються для освітлення робочого місця. Територію засмічують тверді відходи, такі як папір, застаріле устаткування, тара, дрантя. Їх слід сортувати, складати і відправляти на переробку або поховання відповідно до СНіП 2.01.28-85.

Джерелами забруднення гідросфери є стічні води, до складу яких можуть потрапляти механічні відходи, що утворюються при зачистці виводів елементів, що сполучаються, травильні суміші, відпрацьовані спирто-бензиновые суміші із змістом каніфолі і інші шкідливі речовини.

# 5.3 Методи та засоби захисту навколишнього середовища від впливу техногенних чинників

*1. Зменшення витрат матеріалів, застосування енергозберігаючих технологій.*

Обсяг витрат матеріалів для виготовлення кардіоімітатора зменшується завдяки застосуванню сучасних мікросхем, елементів, нової технології виробництва.

*2. Знизити рівень шуму:*

- за рахунок зниження шуму в його джерелі, використання новітніх пристроїв в яких використовуються малошумові технології;

- акустичної обробки приміщень;

- раціональному плануванні, яке припускає розміщення персоналу та пацієнта далі від джерел шуму з урахуванням звукоізоляції огороджуючих конструкцій.

*3. Розрахунок вентиляції приміщення для виготовлення кардіоімітатора.*

Вентиляція є важливим засобом, за допомогою якого створюються належні санітарно-гігієнічні та метеорологічні умови у приміщенні для виготовлення приладу.

В приміщенні де виконується процес виготовлення, застосовують штучну вентиляцію для подачі чистого повітря, видалення незначної кількості шкідливих речовин, які випаровуються з поверхні електродів при проведенні їх дезинфекції. Це такі речовини як етиловий спирт, пари хлориду натрію, оксид вуглецю, а також пил різного походження. Вентиляція також виконує функцію кондиціювання повітря для підтримання оптимальних метеорологічних умов в приміщенні: температури та вологості повітря.

Проведемо розрахунок необхідної кількості повітря для видалення шкідливих речовин з приміщення.

Кратність обміну повітря протягом однієї години визначаємо за формулою:

 ,

де  – концентрація шкідливої речовини у повітрі приміщення, мг/м3;

 – гранично - допустима концентрація (ГДК) шкідливої речовини у повітрі, мг/м3.

Так як у повітрі приміщення одночасно міститься декілька шкідливих речовин, необхідно виконати додавання об’ємів повітря, необхідного для зменшення концентрації кожної шкідливої речовини окремо:



Значення ГДК шкідливих речовин знайдемо у довіднику, значення ρВ будуть наступними:

спирт етиловий:  = 45 мг/м3;  = 1000 мг/м3;

оксид вуглецю:  = 5 мг/м3;  = 20 мг/м3;

пил:  = 0,25 мг/м3;  = 4 мг/м3;

Тоді кратність обміну повітря становить:



Об’єм повітря, яке подається або видаляється з приміщення, при визначеній кратності обміну за 1 годину становить:

,

де  – об’єм приміщення, м3.

В нашому випадку він складає 70 м3 при площі приміщення 25 м2.

 = 0.36 \* 70 = 25.2 м3

Тобто, для видалення з приміщення шкідливих речовин необхідно, щоб з нього видалялось і в той самий час надходило 25,2 м3 чистого повітря за годину.

Розрахуємо об’єм повітря необхідного для видалення з приміщення зайвого тепла.

Розрахунки проводимо за формулою:



де  - кількість надлишкової теплоти, яка виділяється за годину, кДж/ч;

 - теплоємність повітря,

 = 1 кДж/(кг°С);

 – температура повітря, яке видаляється, °С;

 - температура повітря, яке надходить °С;

 - щільність повітря, яке надходить, ρ = 1,3 кг/м3.

Надлишкове тепловиділення знаходимо за формулою:



де  – теплота, яка надходить до повітря від кардіоімітатора, освітлювальних приладів, обслуговуючого персоналу, кДж/год;

 – теплота, яка видаляється з приміщення, до оточуючого середовища, кДж/год.

Вихідни дані такі:

 = 5,4 \* 105 Дж/год;

 = 3,7 \* 105 Дж/год;

 = 18 °С;

 = 23 °С.

Розраховуємо надлишкове тепловиділення за формулою:

 = 5,4 \* 105 – 3,7 \* 105 = 1,7 \* 105 = 170 кДж / год



Тобто, для видалення з приміщення надлишкового тепла необхідно, щоб видалялось і в той самий час надходило повітря об’ємом 26 м3 за годину.

Після проведення розрахунків та порівняння отриманих результатів можна зробити висновок, що для нормальної вентиляції приміщення, тобто підтримання мінімального рівня шкідливих речовин та оптимальної температури повітря для виготовлення електорокардіографа, об’єм повітря, яке повинно надходити до приміщення та видалятись з нього повинен становити близько 26 м3.

# 5.4 Висновки

Як вже було раніше згадано, питання охорони навколишнього середовища досить гостро стоїть в наш час. Існує багато факторів, які впливають на екологію сьогодні. Серед них не тільки великі промислові заводи, а й виробництво медичних приладів. Адже в процесі виготовлення апаратів приймають участь різного роду засоби, які можуть наносити шкоду випромінюванням електромагнітних хвиль, викидами речовин в атмосферне повітря, стічні води, завдавати шкоду здоров’ю людини.

Розглядаючи саме виготовлення кардіоімітатора потрібно відмітити, що хоч і сама робота приладу не завдає шкоди оточуючому середовищу, але процес виробництва має свої шкідливі впливи, а саме: виробництво матеріалів на виготовлення приладу та його запасних частин, вузлів, деталей; отримання електричного струму на електростанціях; шумове забруднення періферійних пристроїв, які приймають участь в процесі виготовлення приладу.

Для того, щоб зменшити дію усіх шкідливих чинників на навколишнє середовище, застосовуються різні новітні технології в процессі виготовлення, які забезпечують менші викиди та впливи.

Так як було раніше відмічено на ділянці виробництва апарата найбільшу шкоду наносять паяльні роботи, під час яких в атмосферне повітря виділяється велика кількість речовин, що погано впливають на навколишнє середовище. Тому для зменшення дії цього фактору відбувається постійне удосконалення процесу виготовлення, приладу, який виготовляється, шляхом застосування нових виробничих технологій і спрощення схем, що приводить до зменшення використання паяльних робіт.

# ВИСНОВКИ

При написанні данної дипломної роботи була розглянута тема Методика калібрування біомедичних пристроїв.

В першому розділі дипломної роботи була розглянута робота серцево-судиної системи в цілому, методики за допомогою яких можливо виконувати дослідження і лікування різних захворювань. Потрібно відмітити актуальність даної теми, адже серце та судини становлять систему кровообігу. Завдяки періодичним скороченням серця, до органів і тканин організму рухається кров по кровоносним судинам. Цей безперервний процес з'єднує серце, судини та кров у єдину замкнуту систему, діяльність якої становить ядро життєздатності організму в цілому. Увагу було приділено методу дослідження такому, як електрокардіографія.

В другому розділі було розглянуто склад електрокардіографа. А так як електрокардіограф, як і інші прилади потребують калібрування, було розглянуто існуючі методи тестування електрокардіографів. З розглянутого матеріалу можна зробити висновок, що потрібно покращити існуючу методику калібрування, а саме подавати на підсилювач не лише стандартний прямокутний сигнал, а й синусоїдальний та трикутний сигнали. В результаті можена підвищити якість обробки та реєстрації біосигналів та якості візуалізації ЕКГ сигналів.

В третьому розділі було розглянуто процес розроблення генератора ЕКГ сигналів на основі вдосконаленої методики. Була розглянута його принципова електрична схема та принцип її роботи. Також були проведені розрахунки блоку живлення для генератора, що розроблявся.

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

1. МУРАШКО В.В. Электрокардиография. – М: Наука, 1991. – 265 с.
2. МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ. – М. – Медицинская книга, 2004. – 720с.
3. ОРЛОВ В.Н. Руководство по ЭКГ. – М.: Наука, 1997. – 185 с.
4. ЗОТОВ Д.Д. Современные методы функциональной диагностики в кардиологии: Методическое пособие. – М.:Наука, 2000. – 52 с.
5. БАРАНОВСКИЙ А.Л., НЕМИРКО А.П. Кардиомониторы. Аппаратура беспрерывного контроля ЭКГ: Учебное пособие для вузов. – М.: Радио и связь, 1993 – 248 с.
6. ГЕЗЕЛОВИЦ Д. Б. К теории электрокардиограммы. // ТИИЭР. -1989. - Т. 77. -№6. - С. 34-55
7. МУРАШКО В. В., СТРУТЫНСКИЙ А. В. Электрокардиография.- М.: Медицина, 1987. – 256 с.
8. ТИТОМИР Л. И., КНЕППО П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца.- М.: Наука. Физматлит, 1999. – 448 с.
9. ЛЕБЕДЕВ В.В., КАЛАНТАР В.А, АРАКЧЕЕВ А.Г., КОРАДО И.В. Испытательный сигнал для проверки измерительных алгоритмов электрокардиографических автоматизированных систем. // Мед. Техника. - 1997 - C. 40 – 41.
10. Нечаев И.А. Светодиодный индикатор напряжения // Радио. – 2004, №8. – С. 55-56.
11. Medical electrical equipment, Part 3: Particular requirements for the per-formance of single and multichannel electrocardiographs. IEC 60601-3-2 Ed.1.
12. Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца (Общие технические требования и методы испытаний). ГОСТ 19687.
13. Агаханян Т.М. Интегральные микросхемы. – М.: Высшая школа, 1983. – 360 с.
14. Илясов, Л.В. Биомедицинская измерительная техника: учебное пособие для вузов. — М.: Высшая школа, 2007. — 342 с.
15. Цифровые устройства и микропроцессоры: Методические указания. Мичурина М.М., Сушкин И.Н.-Красноярск: ИПЦ КГТУ, 2001. 68 с.
16. Гершунский Б.С. Расчет основных электронных и полупроводниковых схем в примерах. – К.: ИКУ, 1993. – 250с.
17. Мукосеев В.В., Сидоров И.Н. Маркировка и обозначение радиоэлементов. – М., 1995. - 350с.
18. Дехтярь Г. Я. Електрокардиографическая діагностика. —2-і изд., перераб. і доп. — М.: Медицина, 1999. — 416 с.
19. ГОСТ IEC 60601-2-51-2011. Изделия медицинские электрические. Часть 2-51. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к регистрирующим и анализирующим одноканальным и многоканальным электрокардиографам. М.: Стандартинформ, 2013.
20. Ливенсон, А. Р. Электробезопасность медицинской техники М.: Медицина, 1981. -240 с.
21. Подмастерьев, К.В. Проблемы метрологического обеспечения электрокардиографической техники и возможные пути их решения / К.В. Подмастерьев, А.В. Козюра // Биотехносфера, 2010. – № 1. – С. 34–39.
22. Подмастерьев, К.В. Генератор тестовых сигналов для поверки и сертификационных испытаний электрокардиоаппаратуры / К.В. Подмастерьев, А.В. Козюра // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – Орел: ОрелГТУ, 2010. – №1/279 (592). – C. 82-87.
23. J.-R. C. Chang, “Design of Programmable Electrocardiogram Generator Using a Microcontroller and the CPLD Technology”, The 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON), Nov. 5-8, Taipei, Taiwan, pp. 2152-2157, 2007.
24. G. P. Shorten, M. J. Burke, “A Precision ECG Signal Generator Providing Full Lead II QRS Amplitude Variability and an Accurate Timing Profile”. 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine
25. [Електронний ресурс]: <http://avr.ru>
26. [Електронний ресурс]: <https://www.nihonkohden.com>
27. M.J. Burke, M. Nasor, “An Accurate Programmable ECG Simulator”, Journal of Medical Engineering & Technology, Vol. 25, pp. 97-102, June 2001.
28. Бондар С.И. Трехвыводные стабилизаторы напряжения // Радиоаматор. – 2000, №1. – С. 31-32.
29. Электрокардиография. [Електроний ресурс]:

http://medarticle17.moslek.ru/articles/47110.htm

1. Налетова А.М. Электрокардиографы и их поверка. – М.: АСМС, 2006. – 56 с.