



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

**О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра,
С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов**

ОСНОВИ РЕЄСТРАЦІЇ ТА АНАЛІЗУ БІОСИГНАЛІВ

Навчальний посібник

Харків-2019

УДК 651.84
П 12

Рекомендовано до друку рішенням Вченої ради Харківського національного університету радіоелектроніки (протокол №4/10 від 29.03.2019 р.)

П 12 Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.

ISBN 978-966-659-257-9

У навчальному посібнику проаналізовано сучасний стан реєстрації, обробки та аналізу біосигналів від різних органів та систем людини. Розглянуто біосигнали серцево-судинної системи, головного мозку, системи травлення, органів зору, слуху, дихання, опорно-рухового апарату. Стисло наведено основи анатомії органів людини, біосигнали яких розглянуто.

Навчальний посібник рекомендовано для студентів та аспірантів, які навчаються за спеціальністю «Біомедична інженерія», та фахівців з функціональної медичної діагностики, зокрема під час вивчення дисциплін: «Загальна анатомія, фізіологія та патологія людини», «Методи медико-біологічних досліджень», «Методи обробки біомедичних сигналів», «Методи обробки біомедичних даних», «Штучні органи та системи», «Діагностичні та терапевтичні апарати», «Вимірювальні перетворювачі», «Проектування пристроїв на мікроконтролерах і ПЛІС».

The present state of registration, processing and analysis of biosignals from various organs and systems of a person are proposed in the textbook. The biosignals of the cardiovascular system, the brain, the digestive system, the organs of vision, hearing, respiration, and musculoskeletal system are considered. Briefly summarizes the basics of anatomy of human organs, the biosignals of which are considered. Recommended for students, scientists, engineers and doctors – specialists in the field of development and use of equipment for functional diagnostics in medicine, for learning disciplines: «General Human Anatomy, Physiology and Pathology», «Methods of Biomedical Research», «Methods of Biomedical Signal Processing», «Methods of Biomedical Data Processing», «Artificial Organs and Systems» «Diagnostic and Therapeutic Devices», «Measuring Transducers», «Design of Devices on Microcontrollers and FPGAs».

УДК 651.84

ISBN 978-966-659-257-9

DOI:10.30837/978-966-659-257-9

- © / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов, 2019
- © Харківський національний університет радіоелектроніки, 2019

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 БІОСИГНАЛИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ	13
1.1 Будова та провідникова система серця	13
1.2 Механізм формування електрокардіографічних сигналів	23
1.3 Основні параметри ЕКГ.....	26
1.4 ЕКГ відведення. Особливості ЕКГ у різних відведеннях.....	29
1.5 Електрична вісь серця. Методи визначення положення електричної осі серця	34
1.6 Зміни форми ЕКГ сигналів та формування комплексів ЕКГ за різних функціональних та патологічних станів організму.....	36
1.7 Методи та засоби вимірювання і реєстрації біопотенціалів серця.....	48
1.8 Технології обробки ЕКГ сигналів	51
1.9 Реосигнали та їх параметри.....	60
1.10 Фотоплетизмографічні технології оцінювання периферійного кровообігу	72
1.11 Застосування оптико-електронних технологій для дослідження трофічного комплексу біотканин	79
1.12 Контрольні завдання	98
2 АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК КРОВІ	99
2.1 Інвазивні методи вимірювання тиску крові	102
2.1.1 Клінічне використання прямих методів вимірювання тиску крові.....	106
2.2. Неінвазивні методи вимірювання тиску крові.....	108
2.3 Апаратура для контролю параметрів тиску крові.....	118
2.4 Інформаційно-вимірювальна система для контролю за АТ	125
2.4.1 Вимірювання артеріального тиску за допомогою пальцевого датчика	129
2.5 Контрольні запитання та завдання	132
3 БІОСИГНАЛИ МОЗКУ	133
3.1 Будова мозку. Електроенцефалографічні (ЕЕГ) відведення	133

3.2	Механізм утворення, форма та основні ритми ЕЕГ сигналів у нормі	137
3.3	Зміни форми ЕЕГ сигналів та формування комплексів ЕЕГ за різних функціональних та патологічних станів організму	145
3.4	Методи та засоби вимірювання та реєстрації біопотенціалів мозку.....	151
3.5	Методи та засоби контролю та аналізу ЕЕГ сигналів	153
3.6	Контрольні завдання	155
4	БІОСИГНАЛИ М'ЯЗІВ.....	156
4.1	Будова м'язів та механізм формування в них біопотенціалів	156
4.2	Електроміографічні сигнали та їх параметри.....	160
4.3	Зміни форми ЕМГ сигналів і формування комплексів ЕМГ при різних функціональних та патологічних станах організму	163
4.4	Методи аналізу ЕМГ	167
4.5	Методи та засоби вимірювання і реєстрації біопотенціалів м'язів	172
4.6	Контрольні завдання	176
5	БІОПОТЕНЦІАЛИ ШКІРИ.....	177
5.1	Електричні процеси на ділянці «шкіра-електрод»	177
5.2	Моделі аналізу шкірно-гальванічної реакції (ШГР).....	182
5.2.1	Традиційна модель формування сигналу ШГР	182
5.2.2	Іонна модель формування сигналу ШГР	183
5.2.3	Оцінювання параметрів ШГР за традиційною і логарифмічною шкалами	187
5.3	Методи і засоби вимірювання параметрів ШГР	192
5.3.1	Методика вимірювань шкірно-гальванічних реакцій людини	194
5.3.2	Відведення сигналу ШГР і вимірювальні сенсори	195
5.4	Контрольні запитання та завдання	197
6	БІОСИГНАЛИ ОРГАНІВ ЗОРУ	198
6.1	Будова органів зору та механізм формування біопотенціалів органів зору	198
6.2	Ретінограми та їх параметри	203
6.3	Електроокулограми та їх параметри	211
6.4	Методи аналізу РЕГ та ОГ	214

6.5 Методи та засоби вимірювання і реєстрації біопотенціалів органів зору.....	216
6.6 Контрольні завдання.....	221
7 БІОСИГНАЛИ ОРГАНІВ СЛУХУ.....	222
7.1 Будова слухової системи людини.....	222
7.2 Параметри слуху.....	226
7.3 Методи та засоби дослідження слуху.....	229
7.4 Контрольні завдання.....	236
8 БІОСИГНАЛИ ОРГАНІВ ТРАВЛЕННЯ.....	237
8.1 Будова, основні функції та параметри, які характеризують функціональний стан органів травлення.....	237
8.2 Механізм формування та параметри електрогастрограм (ЕГГ).....	241
8.3 Методи аналізу ЕГГ сигналів.....	245
8.4 Контрольні завдання.....	252
9 БІОПОТЕНЦІАЛИ АКТИВНИХ АКУПУНКТУРНИХ ЗОН.....	253
9.1. Класифікація та параметри акупунктурних мередіанів.....	253
9.2 Основні методи електропунктурної діагностики.....	256
9.3 Розробка програмного інтерфейсу з нелінійною картою Ріодераку.....	275
9.4 Контрольні завдання.....	179
10 БІОСИГНАЛИ ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ.....	280
10.1 Структура та функції опорно-рухової системи людини.....	280
10.2 Регуляція функцій ОРС.....	290
10.3 Особливості нервово-хребетного та судинно-хребетного комплексів опорно-рухової системи.....	292
10.4 Методи функціональної діагностики стану ОРС.....	297
10.5 Контрольні завдання.....	304
11 БІОСИГНАЛИ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	305
11.1 Основні анатомо-функціональні особливості та захворювання дихальної системи людини.....	305

11.2 Методи дослідження функції дихання.....	317
11.3 Принципи побудови апаратури для дослідження функції дихання	337
11.4 Пристрої для дослідження дихальної функції	347
11.5 Контрольні запитання	366
Глосарій.....	367
Деякі скорочення, які використовують в медичній технічній літературі.....	370
Перелік літературних джерел.....	379

ВСТУП

Функціональний стан людини з точки зору медицини є одним з важливих показників її здоров'я. У медичній практиці його оцінку проводять під час діагностично-лікувальних та профілактичних заходів. Показники здоров'я також важливі для систем медичного страхування, охорони праці, розробки медичних експертних систем. Одним з перспективних напрямків є створення інформаційних баз даних параметрів, що характеризують функціональний стан органів та організму людини в цілому та критерії їхнього порівняння з відповідними параметрами в нормі для електронного паспорта здоров'я людини.

Для контролю функціонального стану організму людини проводять дослідження параметрів біомедичних сигналів, візуалізацію тканин, органів, аналіз біохімічних параметрів, ультразвукові та рентгенографічні дослідження та ін.

У медичній практиці для діагностичних цілей та контролю функціонального стану людини найчастіше використовуються електрографічні методи, які забезпечують вимірювання та контроль біопотенціалів, що виникають природно або під впливом зовнішніх факторів у різних ділянках та органах організму людини.

Біопотенціал – це узагальнена характеристика взаємодії зарядів досліджуваних клітин, тканин та органів. Різниця потенціалів між збудженою та незбудженою частинами окремих клітин характеризується тим, що потенціал збудженої частини клітини менше потенціалу незбудженої частини. Для тканини різниця потенціалів визначається сукупністю потенціалів окремих клітин. Зняття біопотенціалів проводиться за допомогою електродів, які встановлюються на поверхні тіла чи органів людини. Вимірюється не абсолютний потенціал, а різниця потенціалів між двома точками поверхні, яка відображає її біоелектричну активність та характер метаболічних (обмінних) процесів. Біопотенціали використовують для отримання інформації про стан і функціонування різних органів. До електрографічних методів належать електрокардіографія, реографія, електроенцефалографія, електроміографія, електрогастрографія тощо.

На основі даних, опублікованих у вітчизняній та зарубіжній літературі, нами зроблена спроба узагальнити для студентів та інженерів технічних вузів, які розробляють медичну техніку, для студентів медичних спеціальностей, а також спеціалістів, що працюють на стику медицини та техніки, існуючі методи та засоби отримання й обробки медичних електрографічних сигналів.

Основні електрографічні методи та сигнали, які використовують для дослідження функціонального стану організму людини наведені нижче.

Основні методи медичної функціональної діагностики

№	Назва методу	Призначення методу
1.	Електрокардіографія	Графічна реєстрація та дослідження біопотенціалів, які виникають у серцевому м'язі під час серцевого циклу
2.	Реографія	Дослідження кровопостачання органів на основі принципу реєстрації зміни електричного опору тканин внаслідок зміни кровонаповнення судин
3.	Електроенцефалографія	Графічна реєстрація та дослідження сумарної електричної активності (біопотенціалів) мозку
4.	Електроміографія	Графічна реєстрація та дослідження біоелектричних потенціалів, які виникають у м'язах людини при збудженні м'язових волокон
5.	Електроретинографія	Дослідження функціонального стану сітківки ока на основі реєстрації біопотенціалів, які виникають у ній при світловому подразненні
6.	Електроокулографія	Дослідження функції м'язів ока або функціонального стану зовнішніх шарів сітківки на основі графічної реєстрації зміни біопотенціалів ока при його рухах
7.	Аудиометрія	Графічна реєстрація та дослідження порогів слуху на різних частотах.
8.	Електрокохлеографія	Графічна реєстрація та дослідження електричної відповіді внутрішнього вуха (завитки) на звуковий стимул
9.	Електрогастрографія	Графічна реєстрація та дослідження біопотенціалів шлунка, які характеризують його електричну активність, що змінюється синхронно з ритмом перистальтики(скорочення м'язів) стінки шлунка
10	Спірометрія	Графічна реєстрація об'ємної швидкості повітряного потоку (витрати) і визначення обсягів повітря на різних етапах виконання дихального тесту під час ротового дихання
11	Риноманометрія	Графічна реєстрація об'ємної швидкості повітряного потоку та перепаду тиску на носовій порожнині під час носового дихання з визначенням коефіцієнта аеродинамічного носового опору

Для дослідження стану **серця та діагностики серцевих захворювань** у медичній практиці використовують:

– **електрокардіографію (ЕКГ)** – це основний метод графічної реєстрації з поверхні тіла біопотенціалів, які виникають у серцевому м'язі під час серцевого циклу. Криву, яка відображає електричну активність **серця**, називають електрокардіограмою (ЕКГ). Окрім електрокардіографічного (основного) методу дослідження стану серця у медичній практиці також використовують інші електрографічні методи (фонокардіографія, кардіоінтервалографія, сфігмографія тощо);

– **фонокардіографію (ФКГ)** – неінвазивний метод графічної реєстрації тонів і шумів серця, найчастіше застосовується для діагностики уроджених пороків серця;

– **апекскардіографію (АКГ)**, чи верхівкову кардіографію, що є записом руху верхівки лівого шлуночка під час його скорочення;

– **кардіоінтервалографію (КІГ)**, що є одним з методів оцінки ритму серця. Це новий спосіб вивчення синусового серцевого ритму з використанням сучасних методів математичного аналізу;

– **сфігмографію (СФГ)** – метод графічної реєстрації артеріального пульсу;

– **полікардіографію** (синхронну реєстрацію ЕКГ, ФКГ і каротидної сфігмограми) – метод дослідження серцевої діяльності, спрямований на вивчення фазових компонентів серцевого циклу;

– **механокардіографію (МКГ)** – метод графічної реєстрації артеріального тиску. Крива, що отримують при цьому, носить назву – тахоосцилограма. Цей метод дозволяє визначити систолічний та діастолічний тиски. Механокардіографія, крім цього, дозволяє визначати бічний, середній, ударний, пульсовий тиск, а також розраховувати ударний і хвилинний об'єми і величину периферійного опору;

– **езофагокардіографію (ЕФГ)** – метод графічної реєстрації рухів серця і, зокрема, лівого передсердя через стравохід;

– **флебосфігмографію (ФСГ)** – метод графічної реєстрації венозного пульсу. Звичайно проводиться запис пульсу яремної вени, і крива, що отримується при цьому, називається центральним венозним пульсом;

– **балістокардіографію (БКГ)** – метод реєстрації рухів тіла, зумовлених роботою серця. Вона використовується для оцінки скорочувальної функції міокарда;

– **динамографію (ДКГ)** – метод графічної реєстрації переміщення центра ваги грудної клітини людини;

– **ехокардіографію (ЕхоКГ)** – метод вивчення будови і положення структури серця за допомогою ультразвуку. Зображення серця, що отримують в ході реєстрації, називається ехокардіограмою (ЕхоКГ).

Для дослідження стану *судин в медичній діагностиці* застосовують реографічні методи.

Реографія (РЕО) – неінвазивний метод дослідження кровопостачання органів, в основі якого лежить принцип реєстрації зміни електричного опору тканин внаслідок зміни кровонаповнення судин. Чим більше приток крові до тканин, тим менше їх опір. Залежно від того, у якій ділянці тіла проводиться дослідження судинної системи розрізняють різні типи реографічних сигналів, наприклад, реоенцефалографія – метод дослідження судин головного мозку, реопульманографія – досліджує стан судин легенів, реовазографія – стан судинної системи кінцівок тощо.

Для дослідження **електричної активності мозку** застосовують **електроенцефалографію (ЕЕГ)** – метод дослідження сумарної електричної активності (біопотенціалів) мозку. Біопотенціал мозку – це узагальнена характеристика взаємодії зарядів у досліджуваній ділянці мозку із зарядом електрода, який накладається на цю ділянку. Електроенцефалографія дає можливість якісного та кількісного аналізу функціонального стану головного мозку та його реакції на дію подразників. ЕЕГ використовується у діагностиці захворювань та лікувальній практиці, а також для дослідження таких функцій головного мозку як пам'ять, адаптація, сприйняття інформації та ін. Якщо електроди встановлюються на поверхню кори головного мозку, то реєструється енцефалокортикограма.

Для дослідження стану **м'язової системи людини** застосовують **електроміографію (ЕМГ)** – метод дослідження біоелектричних потенціалів, що виникають у м'язах людини при збудженні м'язових волокон та реєстрація електричної активності м'язів. Розрізняють спонтанну електроміограму, яка відображає стан м'язів у стані спокою, або при м'язовому напруженні, а також викликану ЕМГ, яка виникає як реакція на електричну стимуляцію м'язу або нерву. ЕМГ дозволяє проводити діагностику уражень нервової та м'язової систем, оцінювання важкості, стадію, перебіг захворювання, ефективність терапії.

До електрографічних методів дослідження **органів зору** належать:

– **електроретинографію (ЕРГ)** – метод дослідження функціонального стану сітківки ока, який заснований на реєстрації біопотенціалів, які виникають у ній при світловому подразненні;

- **векторелектроретинографію** – різновид електроретинографії, коли реєструється зміна сумарного вектора електричного поля сітківки;
- **електроокулографію (ЕОГ)** – метод дослідження функції м'язів руху ока або функціонального стану зовнішніх шарів сітківки, який полягає у графічній реєстрації зміни біопотенціалів ока при його рухах;
- **векторелектроокулографію** – різновид ЕОГ, при якій реєструється зміна сумарного вектора електричного поля ока;
- **адаптоелектроокулографію** – електроокулографію, яка проводиться в умовах темної та світлової адаптації.

До основних методів дослідження **слуху** належать:

- **тональна гранична аудіометрія** – дослідження порогів слуху на різних частотах;
- **акустична імпедансометрія**, що застосовують при диференціальній діагностиці захворювань середнього вуха та для одержання уяви про функціональний стан черепно-мозкових нервів і стовбура мозку;
- **дослідження акустичних викликаних потенціалів мозку** реєструється відповідь мозку на звукові стимули;
- **електрокохлеографія**, яка є реєстрацією електричної відповіді внутрішнього вуха (завитки) на звуковий стимул.

До електрографічних методів дослідження стану **шлунково-кишкового тракту** відносяться методи електрогастроентерографії.

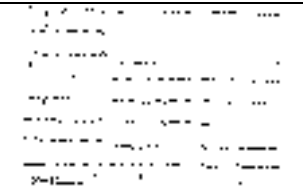
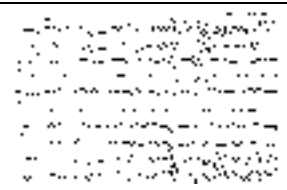
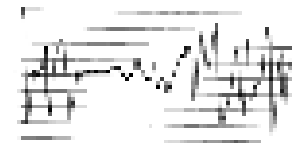

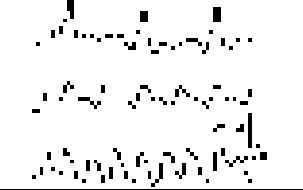


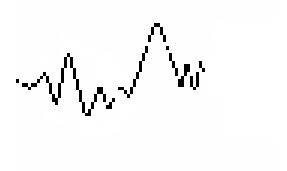
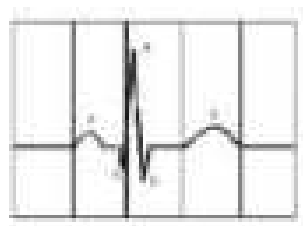
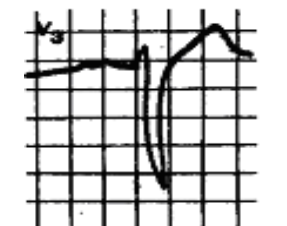
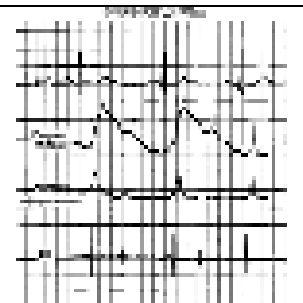
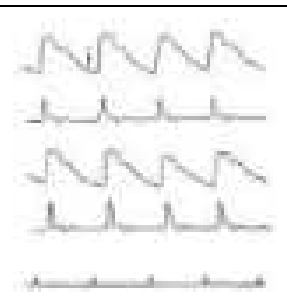


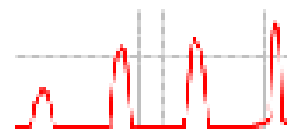
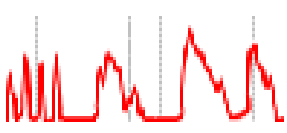
Електрогастрографія (ЕГГ) – метод запису біопотенціалів шлунку з поверхні тіла, що характеризують електричну активність шлунку, яка змінюється синхронно з ритмом перистальтики шлунку.

До основних методів дослідження **зовнішнього дихання** належать:

Спірометрія (СПМ) – метод реєстрації об'ємної швидкості повітряного потоку (витрати) і визначення обсягів повітря на різних етапах виконання дихального тесту під час ротового дихання.

Риноманометрія (РНМ) – метод реєстрації об'ємної швидкості повітряного потоку та перепаду тиску на носовій порожнині під час носового дихання з визначенням коефіцієнта аеродинамічного носового опору.

Основні характеристики біомедичних сигналів у різних методах діагностики

Сигнал	Амплітуда	Частота	Тривалість	Форма	Патологія
ЕЕГ	50 –125мВ 20–70	10 Гц 10	1–2 мс 3		
ЕМГ	50–150мкВ 1200–2000 3000–5000	6–20 50–100 21–50	6–10 до 10 до 15		
РЕГ	100 250–300 70	> 80 70 < 90	48 123 160		
ОГ	2 мВ 4–6	80–800 2500	35–175 180–350		
ЕКГ	< 0,25 мВ < 2,6 < 2,5 2,5 1,18–2,13 < 0,5	60–80 уд/хв > 100 < 40	0,08 с <0,03 0,03–0,05 <0,03 <0,16 0,06–0,16		
РГ	Амплітудою вважається тах відстань від основи до вершини кривої		0,1+/- 0,01 с 0,12 – 0,2с		
ЕГГ	50 мкВ 100 мкВ	0,2–0,5 2–5	3–5 хв		
СПМ / РНМ	0–40 кПа, 0–16 л/с	0,1–2 Гц	1–2 хв		

1 БІОСИГНАЛИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

1.1 Будова та провідна система серця

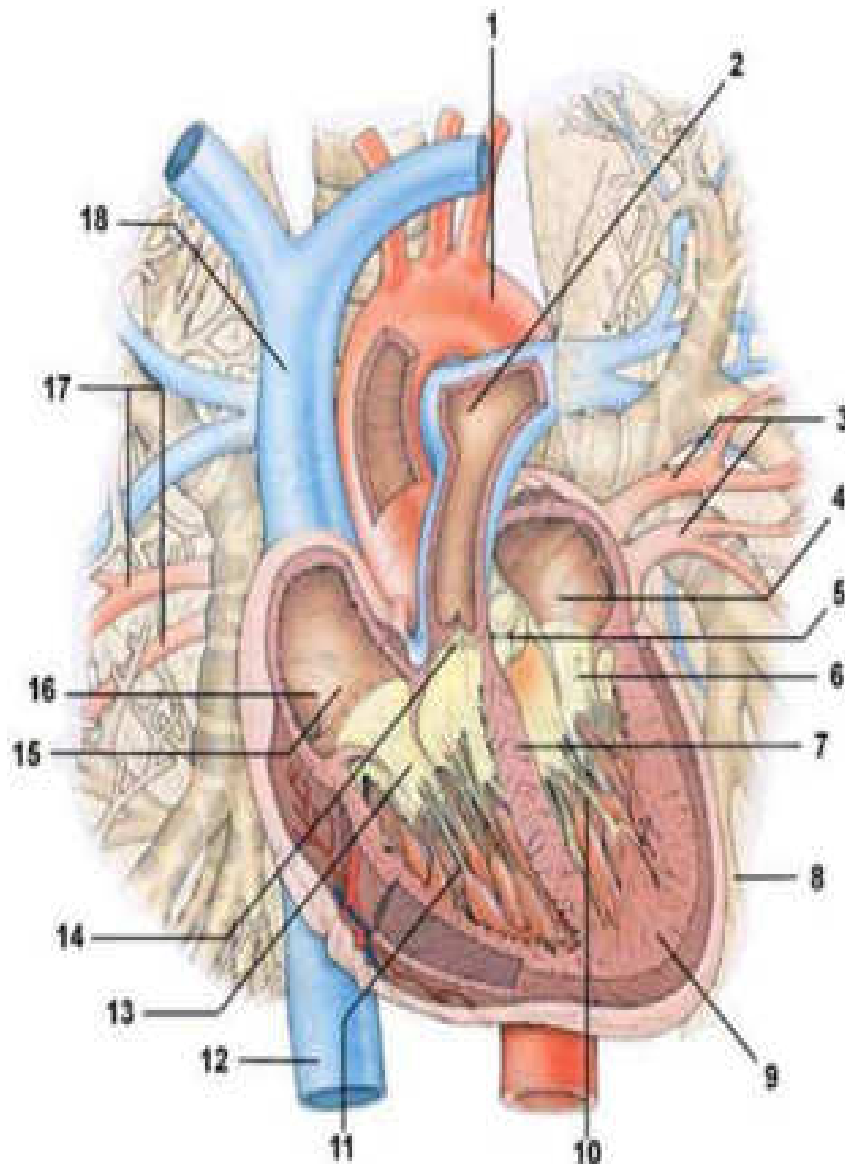
Серце – порожнистий м'язовий орган. Вертикальна перетинка поділяє його на ліву (артеріальне серце) і праву (венозне серце) половини. Кожна половина, в свою чергу, має дві камери: передсердя та шлуночок. Таким чином, серце людини складається з чотирьох камер: двох передсердь і двох шлуночків. Між правим передсердям та правим шлуночком знаходиться тристулковий клапан, а між лівим передсердям та лівим шлуночком – двостулковий (мітральний) клапан. Півмісячні клапани відокремлюють шлуночки від аорти та легеневої артерії.

Під час скорочення (систолі) передсердь кров з них надходить до шлуночків. Під час скорочення шлуночків кров викидається в аорту і легеневий стовбур. Розслаблення (діастола) передсердь і шлуночків сприяє наповненню порожнин серця кров'ю. Таким чином, насосна функція серця ґрунтується на злагодженій роботі клапанів серця та чергуванні скорочення та розслаблення різних його відділів (рис. 1.1).

У праве передсердя впадають верхня на нижня порожнисті вени. Місце впадання порожнистих вен називають венозним синусом, який у людини є частиною правого передсердя. В цю камеру серця відкривається також коронарний синус, що збирає кров із серцевих вен. У передсердя відкриваються невеликими отворами і численні дрібні вени серця. Кров надходить з правого передсердя в правий шлуночок через отвір, по краю якого знаходиться тристулковий клапан, кожна стулка якого є складкою внутрішньої оболонки серця. До вільних країв стулок чіпляються сухожилкові нитки, які своїми протилежними кінцями прикріплені до верхівок трьох папілярних м'язів. Ці м'язи своїми основами переходять у стінку передсердя. Сухожилкові нитки та папілярні м'язи не дають змоги стулкам клапана вигинатися у праве передсердя під час скорочення шлуночка, коли під тиском крові тристулковий клапан закривається. Площа загальної поверхні клапанів значно перевищує площу атріовентрикулярного отвору, і тому стулки клапанів щільно закривають отвір навіть при зміні об'єму шлуночків.

З правого шлуночка виходить легеневий стовбур, у гирлі якого знаходяться три півмісяцеві клапани. Вони мають форму кишень у вигляді півмісяця і вигнуті в просвіт легеневого стовбура. Під час діастоли клапани

щільно закриваються, причому чим більша швидкість кровообігу, тим щільніше закриваються стулки клапанів у вигляді півмісяця.



1 – аорта; 2 – легеневий стовбур; 3 – легеневі вени; 4 – ліве передсердя;
5 – клапан аорти; 6 – мітральний 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 – праве передсердя;
17 – легеневі вени; 18 – верхня порожниста вена

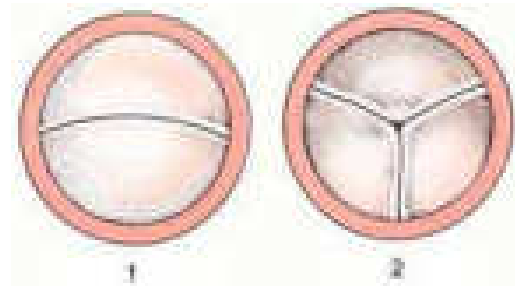
Рисунок 1.1 – Будова та схема внутрішньої серцевої геодинаміки

Ліве передсердя розташоване ззаду та зліва в основі серця; в нього впадають чотири легеневі вени. Отвір між лівими передсердям та шлуночком закривається двостулковим (мітральним) клапаном. До вільних країв стулок

прикріплені сухожилкові нитки, які чіпляються до двох папілярних м'язів. Від лівого шлуночка починається аорта. В гирлі аорти знаходяться три півмісяцеві клапани такої ж будови, як і клапани легеневого стовбура. Робота клапанів серця необхідна для того, щоб кров внаслідок чергування скорочення та розслаблення серця пересувалась від вен до артерій. Будова клапанів серця наведена на рис. 1.2.



Клапан легеневого стовбура

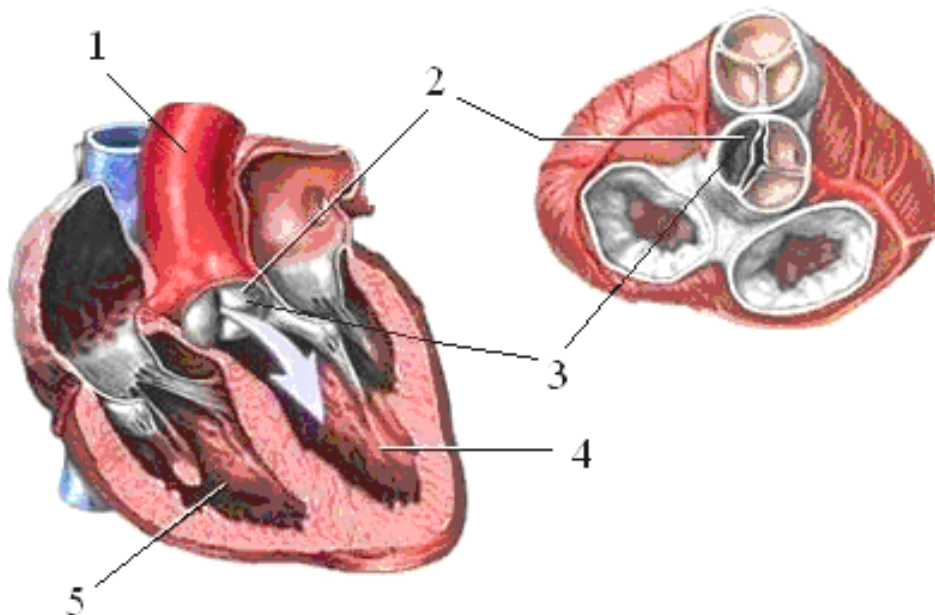


Типи клапанів:
1 — двостулковий; 2 — триствулковий



Схема кишенькового клапана вени, який попереджує зворотну течію крові

а)



б)

1 – аорта; 2 – регургітація; 3 – аортальний клапан;
4 – лівий шлуночок; 5 – правий шлуночок

Рисунок 1.2 – Клапани серця

У стінці серця розрізняють три шари: зовнішній – епікард, середній – міокард, внутрішній – ендокард. Епікард являє собою серозну оболонку, що є дуже рухомою; гладкий і вологий епікард зменшує тертя серця. Біля основи серця епікард переходить у власне серцеву сумку – перикард. Між епікардом і перикардом міститься щілиноподібна серозна порожнина з незначною кількістю рідини. Завдяки цьому серце ізольоване від усіх сусідніх органів і вільно скорочується. Середній шар серця – міокард – утворює основну масу стінки серця. Міокард складається з поперечносмугастих м'язових клітин – кардіоміоцитів. Внутрішня оболонка серця – ендокард – складається із сполучнотканинної основи з великою кількістю еластичних та гладких м'язових волокон. Внутрішня поверхня порожнини серця вкрита ендотелієм. Стулкові та півмісяцеві клапани є складками ендотелію, всередині яких розміщені сполучна тканина, судини та нерви.

Товщина стінок шлуночків є різною, що зумовлено неоднаковим навантаженням на міокард правого та лівого шлуночків. Особливості роботи шлуночків відбиваються не тільки на їх м'язовій масі, але й на будові. Стінка лівого шлуночка складається в основному з потужної циркулярної мускулатури. Його волокна утворюють ніби порожнистий циліндр, ззовні і всередині якого від основи до верхівки серця проходять спіральні волокна. Стінка правого шлуночка складається головним чином із спіральних м'язів, а циркулярна мускулатура розвинута відносно слабо.

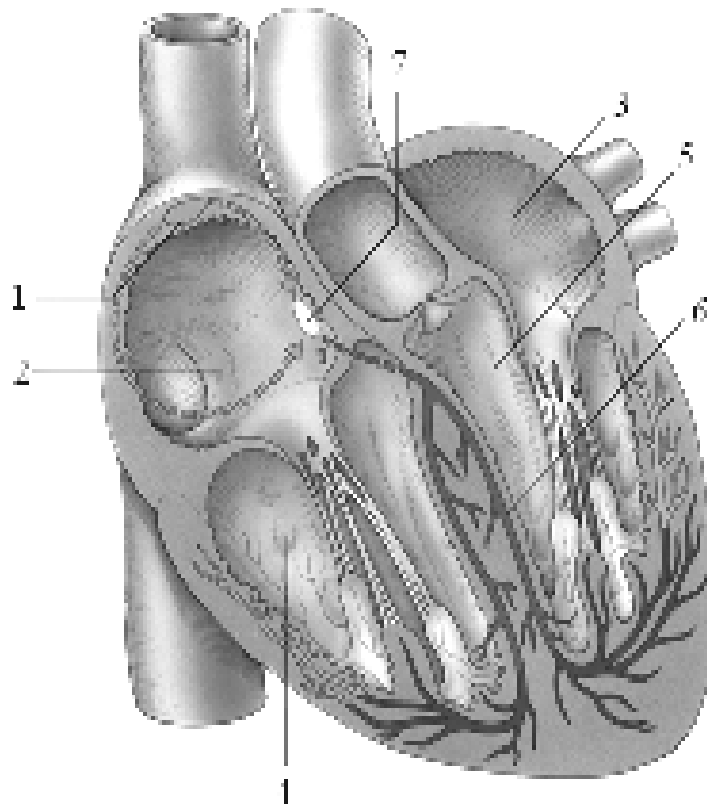
Залежно від морфологічних і функціональних особливостей у серці розрізняють два типи волокон: волокна міокарда передсердь та шлуночків, що становлять основну масу серця і забезпечують його насосну функцію та волокна водіїв ритму та провідної системи, що відповідають за виникнення збудження та проведення його до клітин робочого міокарда.

Клітини робочого міокарда шлуночків мають більшу товщину і об'єм порівняно з робочими клітинами передсердь.

Провідна система серця – система м'язових волокон особливої структури (вузлів, пучків) та нервово-м'язових утворень (шляхів) для передачі імпульсів збудження по серцевому м'язу.

Для всієї тканини серця властиве проведення збудження. Провідна система складається з вузлів і провідних шляхів (рис. 1.3).

Тканини провідної системи мають особливості порівняно з робочим міокардом. Вони характеризуються високою стійкістю до гіпоксії. Другою особливістю є стійкість цієї системи до підвищеної концентрації внутрішньоклітинного калію. Це забезпечує проведення збудження в таких умовах, коли кардіоміоцити стають незбудливими.



- 1 – синусопередсердний вузол; 2 – праве передсердя; 3 – ліве передсердя;
 4 – правий шлуночок; 5 – лівий шлуночок; 6 – провідні волокна;
 7 – передсердно-шлуночковий вузол

Рисунок 1.3 – Схема провідної системи серця

За функціональними, морфологічними та структурними особливостями провідну систему поділяють на такі відділи:

- синусо-передсердний вузол (синаотріальний) вузол;
- міжпередсердний та міжвузлові провідні шляхи;
- передсердно-шлуночковий або атріовентрикулярний вузол;
- передсердно-шлуночковий пучок (пучок Гіса);
- права та ліва ніжки Гіса;
- волокна Пуркінє.

Вважають, що поряд із зазначеними відділами провідної системи серця існують додаткові передсердно-шлуночкові шляхи. Це пучки Кента, Джеймса, Махайма, Паладіна. Імпульси, які проходять по цих шляхах, досягають шлуночків в обхід передсердно-шлуночкового вузла. Внаслідок цього можуть виникнути різноманітні шляхи надходження збудження в довільну точку шлуночка, що сприяє умовам для виникнення аритмій.

Провідна система серця починається в правому передсерді біля гирла верхньої та нижньої порожнистих вен атиповими м'язовими клітинами

(Р-клітини), що утворюють синоатріальний вузол. Біля нього міститься багато нервових клітин, волокон та їх закінчень. Три міжвузлових тракти – Бахмана, Венкебаха і Торела – сполучають його з атріовентрикулярним вузлом, а міжпередсердний пучок Бахмана – з лівим передсердям.

Атріовентрикулярний (АВ) вузол розміщений у правому передсерді, в ділянці міжпередсердної перетинки, поблизу сполучнотканинного кільця, що відділяє праве передсердя від шлуночка. АВ-вузол має довжину близько 5 мм та товщину 2–3 мм.

Від атріовентрикулярного вузла відходить добре розвинута внутрішньошлуночкова провідна система, що складається з передсердно-шлуночкового пучка (Гіса) та двох основних його ніжок – правої та лівої – для кожного з шлуночків серця. Ліва ніжка пучка Гіса розгалужується на передню та задню гілки. Кожна з ніжок поділяється далі на тонкі волокна (Пуркінє).

Функцією проведення імпульсів володіють як волокна спеціалізованої провідної системи серця, так і скоротливого міокарда; в останньому випадку швидкість проведення імпульсу є значно меншою.

Вони передають імпульси від синусного вузла до скоротливого м'яза серця. Обидва типи клітин мають багато контактів між собою. Для синусного вузла характерною є наявність щільної сполучної тканини, багатой на еластичні волокна, численних нервових волокон і нервових клітин. Схожу будову має і атріовентрикулярний вузол.

Ритмічну роботу серця забезпечують імпульси, що виникають у синусному вузлі (водії ритму) провідної системи серця (центр автоматизму першого порядку). Ці імпульси розповсюджуються по провідній системі серця, яка задає необхідну частоту, рівномірність і синхронність скорочень передсердя і шлуночків. Вони проходять через передсердя, примушуючи їх скорочуватися, до атріовентрикулярного (передсердно-шлуночкового) вузла, розташованого на межі передсердя і шлуночків. Потім збудження по провідних тканинах (пучок та ніжки Гіса, волокна Пуркінє) розповсюджується в шлуночках, викликаючи їх скорочення. Після цього серце очікує наступного імпульсу, з якого починається новий цикл. Такий ритм роботи серця називається синусним (правильним). Якщо імпульси збудження виникають в інших ділянках серця (існують інші центри автоматизму), то ритм роботи серця називається ектопічним (неправильним).

Система кровообігу є складовою частиною серцево-судинної системи людини. *Кровообіг* – це неперервний рух крові системою кровоносних судин і порожнин серця, що забезпечує транспортну функцію крові.

Кровообіг обумовлений скороченням серця і різницею тисків у різних ділянках кровоносної системи. Скорочення серцевого м'яза передає крові енергію, необхідну для подолання опору стінок судин і надання швидкості потоку крові. Поверненню крові до серця сприяють: енергія первинного поштовху серця; від'ємний тиск у грудній порожнині під час вдихання; скорочення скелетних м'язів та діафрагми, які посувають кров до серця.

Коло кровообігу – це частина кровоносної системи. Розрізняють велике і мале кола кровообігу. Велике коло кровообігу починається від лівого шлуночка серця аортою, яка розгалужується на артерії, що дають початок артеріолам. Артеріоли в органах діляться на множину малих судин з тонкими стінками – капілярів, у яких проходить перетворення крові з артеріальної у венозну. Зливаючись між собою, капіляри утворюють венули, які об'єднуються у вени, що після подальшого об'єднання утворюють верхню та нижню порожнисті вени. Ці вени впадають до правого передсердя, де й закінчується велике коло кровообігу. Головне його призначення – транспорт кисню до тканин, а вуглекислого газу – від тканин.

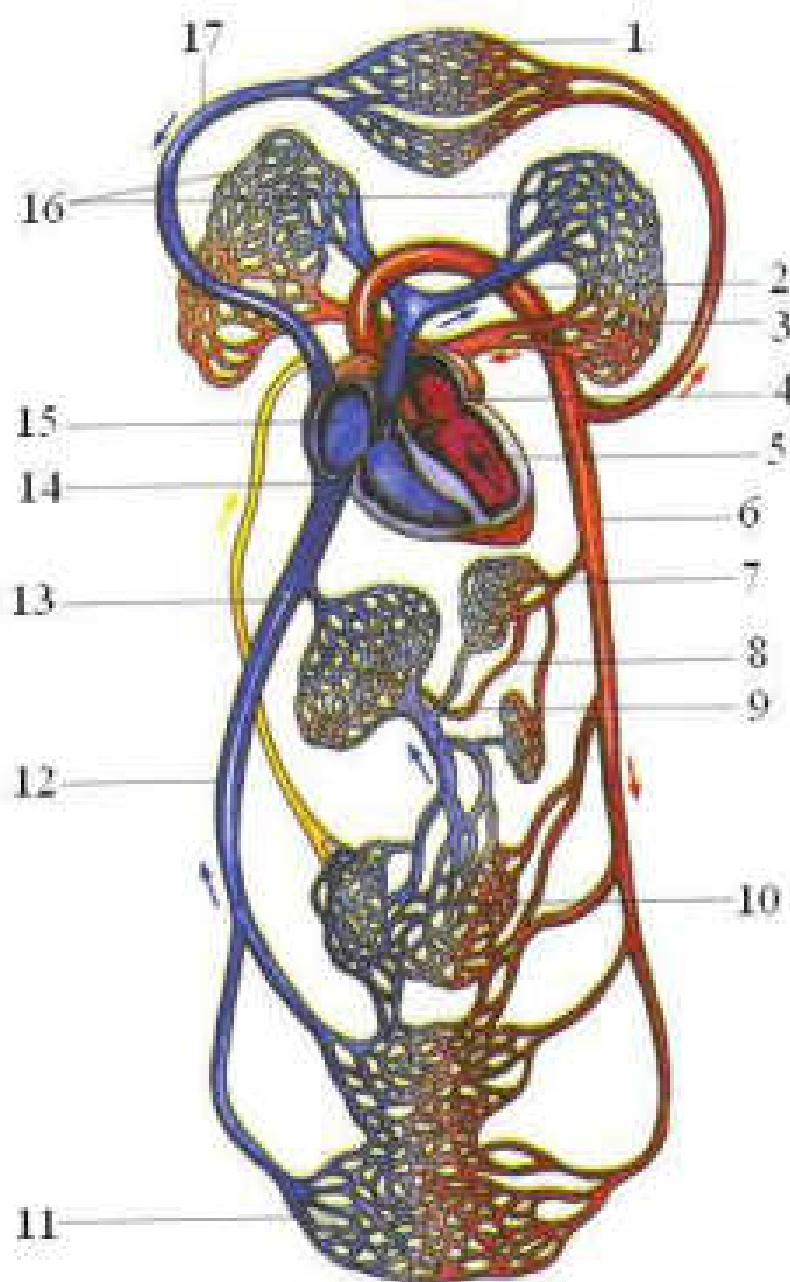
Мале коло кровообігу починається від правого шлуночка серця легеневою артерією, яка, розгалужуючись, переходить у судинні мережі легенів і закінчується легеневидами венами. Легеневі вени впадають у ліве передсердя. За рахунок транспорту крові виконується обмін газів із зовнішнім середовищем (виведення вуглекислого газу та насичення крові киснем). У малому колі артеріями тече венозна кров, а венами – артеріальна. Елементи системи кровообігу наведені на рис. 1.4.

Артерії – це кровоносні судини, які несуть кров від серця до органів і тканин тіла. Артеріальна система включає до себе легеневі артерії, що несуть венозну кров до легенів, аорту та розгалуження до артеріол включно. Стінка артерії складається із трьох шарів-оболонок. Зовнішній шар, що надає артерії міцність та еластичність, має багато судин та нервів. Середня складається з еластичних волокон та гладких м'язових клітин, скорочення яких регулює діаметр артерії. Внутрішня оболонка вміщує у себе ендотелій та з'єднувальну тканину, що надає стінкам додаткову міцність. Діаметр артерій людини коливається від 0,4 до 2,5 см, товщина стінок – від 0,8 до 0,9 см.

Артеріоли – це кінцеві розгалуження артерій, які далі переходять у капіляри. У людини діаметр артеріоли становить від 16 до 30 мкм, товщина стінок – близько 20 мкм.

Аорта – це головна і найбільша артерія кровоносної системи. Аорта виходить з лівого шлуночка серця, утворюючи на початку розширення

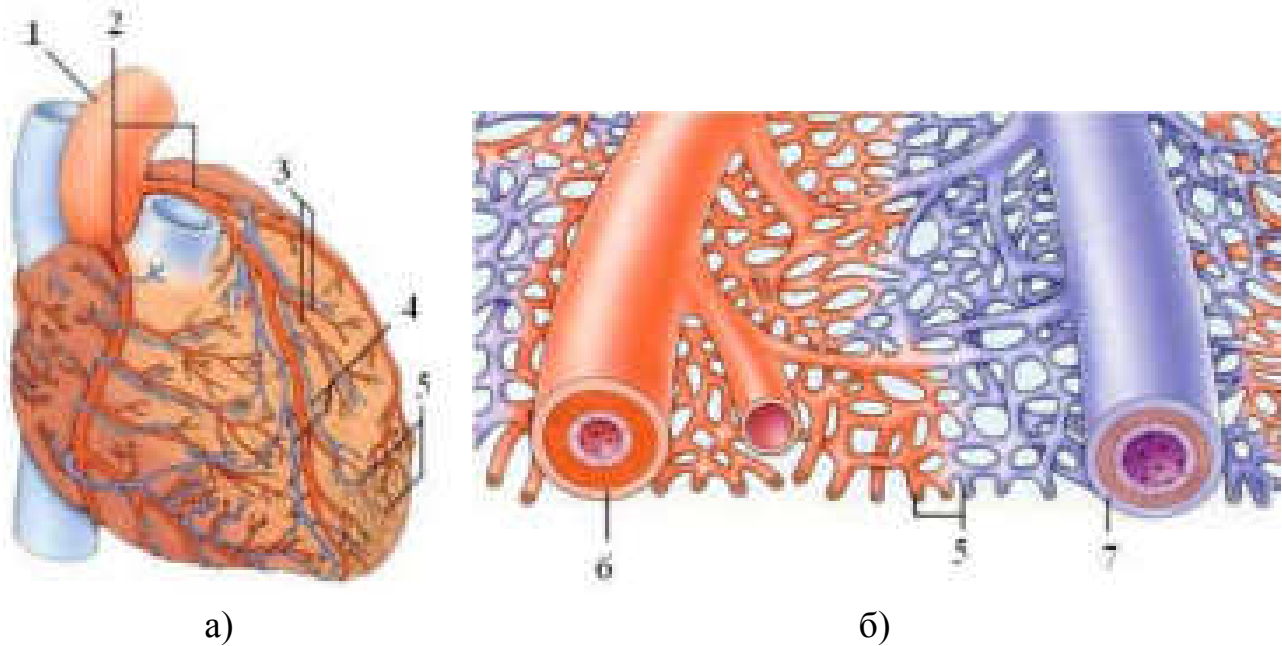
(аортальну луковицю), піднімається вгору (висхідна аорта), повертається (дуга аорти) назад і ліворуч і спрямовується униз (спадна або спинна аорта).



- 1 – капілярна сітка верхньої частини тіла; 2 – легенева артерія;
 3 – легеневі вени; 4 – ліве передсердя; 5 – лівий шлуночок; 6 – аорта;
 7 – капіляри шлунка; 8 – печінкова артерія; 9 – ворітна вена;
 10 – капіляри кишок; 11 – капілярна сітка нижньої частини тіла;
 12 – нижня порожниста вена; 13 – печінкова вена; 14 – правий шлуночок;
 15 – праве передсердя; 16 – капілярна сітка легенів;
 17 – верхня порожниста вена

Рисунок 1.4 – Система кровообігу людини

На рис. 1.5, а наведена загальна схема капілярної сітки серцево-судинної системи, на рис. 1.5, б – система кровопостачання серця, а на рис. 1.6 – основні елементи та шляхи системи кровопостачання всього організму людини.



1 – аорта; 2 – коронарні артерії; 3 – артеріальні гілки; 4 – коронарні вени;
5 – капіляри; 6 – артеріола; 7 – венула

Рисунок 1.5 – Система кровопостачання серця (а) та схема капілярної сітки (б)

Структура кровоносної системи людини (рис. 1.6): 1 – скронева артерія; 2 – мозкова вена; 3 – поверхнева скронева вена; 4 – кутова вена; 5 – лицева вена; 6 – внутрішня яремна вена; 7 – зовнішня яремна вена; 8 – щитовидна вена; 9 – верхня порожниста вена; 10 – підключична вена; 11 – аорта; 12 – легеневі артерії; 13 – пахвова вена; 14 – головна вена; 15 – серце; 16 – плечові вени; 17 – низхідна аорта; 18 – нижня порожниста вена; 19 – княжа вена; 20 – ниркова артерія; 21 – верхня брижова артерія; 22 – ліктьові вени; 23 – променеві вени; 24 – загальна клубова вена; 25 – венозна сітка кисті; 26 – долонна венозна дуга; 27 – пальцеві вени; 28 – велика підшкірна вена; 29 – стегнова вена; 30 – додаткова підшкірна вена; 31 – венозна сітка коліна; 32 – підколінна вена; 33 – пронизні вени; 34 – малогомілкові вени; 35 – передні великогомілкові вени; 36 – задні великогомілкові вени; 37 – мала підшкірна вена; 38 – підошовна венозна сітка; 39 – тильні плеснові вени; 40 – тильна венозна дуга; 41 – тильні пальцеві вени; 42 – тильні пальцеві артерії; 43 – дугоподібна артерія; 44 – тильні плеснові артерії; 45 – підошовні артерії; 46 – передня великогомілкова артерія; 47 – задня великогомілкова артерія; 48 – малогомілкова артерія; 49 – підколінна артерія; 50 – низхідна артерія коліна; 51 – артеріальна сітка коліна; 52 – пронизні

артерії; 53 – стегнова артерія; 54 – глибока артерія стегна; 55 – огинаюча артерія стегна; 56 – загальна клубова артерія; 57 – шлункова артерія; 58 – загальна печінкова артерія; 59 – легеневі вени; 60 – ліктьова артерія; 61 – міжкісткові артерії; 62 – променева артерія; 63 – долонні зап'ясткові артерії; 64 – тильна зап'ясткова артерія; 65 – долонні дуги; 66 – пальцеві артерії; 67 – плечова артерія; 68 – пахвова артерія; 69 – загальна сонна артерія; 70 – лицева артерія; 71 – щелепна артерія.

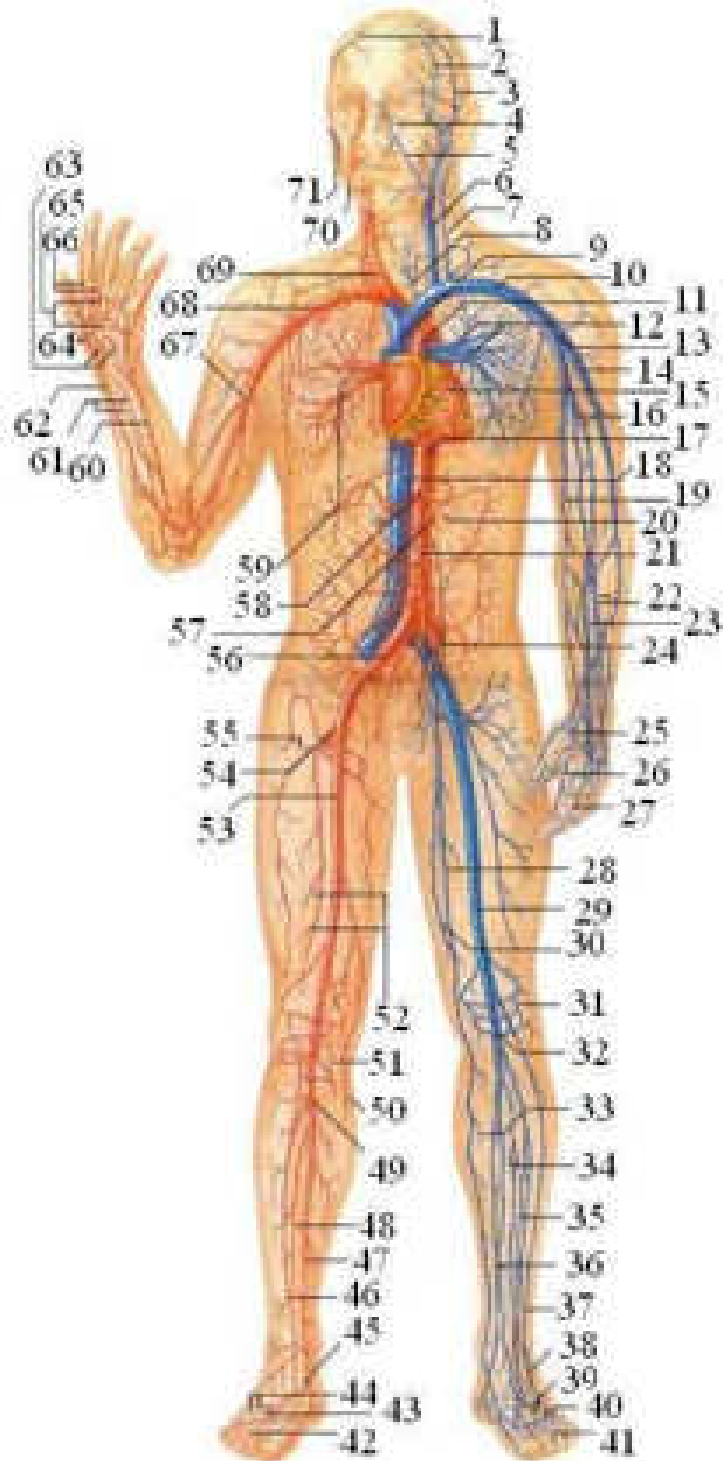


Рисунок 1.6 – Структура кровоносної системи людини

1.2 Електрокардіографічні сигнали та їх параметри. Механізм формування електрокардіографічних сигналів

Електрокардіографія (ЕКГ) – це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження. Електрокардіографія є незамінною 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.

За нормальними (непатологічними) умовами місцем, де спонтанно виникають імпульси збудження, є синусний вузол (СА – синоатриальний вузол). Він розміщується у правому передсерді в області верхньої полої вени. У цьому місці виникає позитивний потенціал дії. Оскільки сусідні клітини знаходяться ще у стані спокою (мають негативний внутрішньоклітинний потенціал), виникають умови для руху іонів калію через клітинну мембрану. У першій фазі потенціалу дії швидкими каналами течуть до клітин іони натрію і витікають іони калію. Ця, так звана натрієво-калієва помпа, є умовою деполяризації правого шлуночка вище порогового значення.

Із синусного вузла імпульси збудження розповсюджується по передсердю рівномірно в усіх напрямках (рис. 1.7). На ЕКГ починається формування Р-зубця. Між синусним вузлом та атріовентрикулярним (АВ) вузлом швидкість розповсюдження імпульсів збудження складає від 0,8 до 1,8 м/с. В АВ-вузлі швидкість розповсюдження значно знижується (до значень близько 0,05 м/с). Тому часова затримка активації Гісова пучка по відношенню до моменту збудження АВ-вузла складає близько 40 мс. На ЕКГ формується інтервал PQ. Після затримки у АВ-вузлі збудження проходить єдиним Гісовим пучком і далі його розгалуженнями (права та ліва ніжки). В результаті збудження міжшлуночкової перетинки на ЕКГ у відведенні I, II формується зубець Q.

Збудження розповсюджується в обох шлуночках одночасно. Оскільки протилежні деполяризації м'язів шлуночків взаємно нейтралізуються, на ЕКГ видно ту частину деполяризації, що виникла за рахунок того, що правий шлуночок слабкіший за лівий.

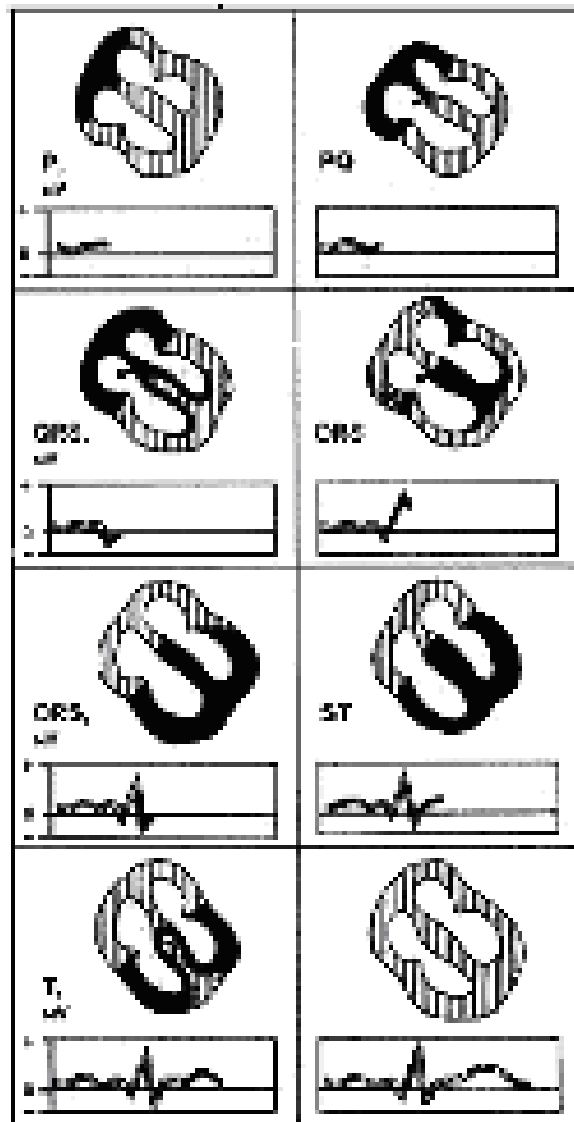


Рисунок 1.7 – Зв'язок формування ЕКГ з хвилею розповсюдження імпульсів збудження (амплітуда зубців в mV, час збудження в С, темним кольором виділено збуджені ділянки серцевого м'язу)

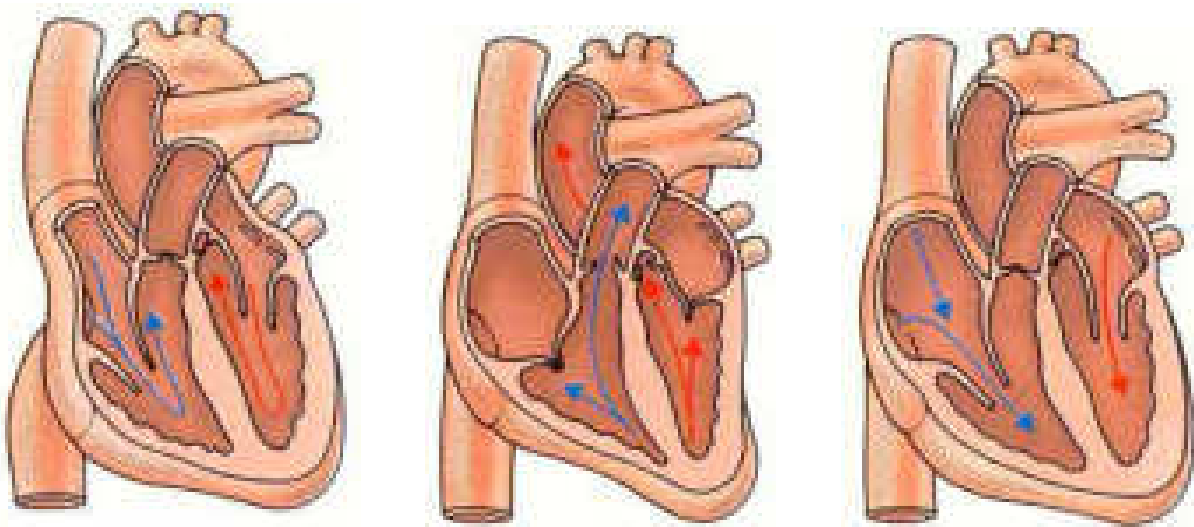
Оскільки у нормальному випадку лівий шлуночок посунутий більш назад, вліво та униз, напрямок збудження співпадає у цьому інтервалі з напрямком до лівого шлуночка, тобто вліво, назад і униз.

Наслідком цього є позитивна зміна напруги як у відведенні I, так і у α VF (утворює фронт зубця R). По мірі того, як процес деполяризації проходить через шлуночки, змінюється орієнтація електричного вектора. Водночас у відведенні I проходить подальше зростання зубця R, а у відведенні α VF – утворюється негативний потенціал (зубець S).

Коли міокард повністю деполяризований – тоді у короткий (але діагностично дуже важливий проміжок часу – ST-сегмент) міокард не є електрично активним. Потенціали дії усіх клітин мають (під час закінчення

деполяризації шлуночків) однакові значення, тобто в електричному полі серця не можна знайти різниці потенціалів. Якби подальші фази потенціалів дії проходили в усіх клітинах міокарда синхронно і мали б однакові характеристики, то у часі реполяризації взагалі б не з'явився зубець Т. Оскільки реполяризація (тобто зменшення збудження) не проходить у клітинах синхронно (тобто раніше проявляється в областях, які були деполяризовані раніше), у клітинах міокарда утворюються потенціали змін. Викликаний струм на ЕКГ відображено зубцем Т в обох відведеннях I та α VF. Після цього знову виникає інтервал без електричної активності – до наступного імпульсу в СА-вузлі. Зв'язок формування ЕКГ з хвилею розповсюдження імпульсів збудження показано на рис. 1.7.

Серце перебуває в постійній ритмічній активності: скорочення і стискання серця змінюється розслабленням і заповненням його кров'ю. Скорочення відділів серця називають систолою, розслаблення – діастою. Період, що охоплює одне скорочення і одне розслаблення серця, називають серцевим циклом (рис. 1.8).



1 – систола передсердь; 2 – систола шлуночків; 3– діастола (загальна пауза)

Рисунок 1.8 – Схема серцевого циклу

У стані спокою серцевий цикл триває 0,8 с, під час фізичного навантаження чи стресу – вдвічі менше. Перша фаза – систола передсердь, у стані спокою триває 0,1 с. Під час цієї фази кров із передсердь поступає у шлуночки.

Шлуночки, наповнившись кров'ю, починають скорочуватися. Відбувається друга фаза – систола шлуночків, яка триває 0,3 с. Під час цієї фази кров виштовхується в аорту і легеневий стовбур. Поверненню крові назад у

передсердя перешкоджають клапани. Після систоли шлуночків у них залишається частина крові – це резервний об'єм.

Під час третьої фази циклу – загальної паузи, яка триває 0,4 с, артеріальна кров надходить до лівого передсердя, а венозна кров – до правого. Поверненню крові назад у шлуночки перешкоджають клапани аорти та легеневого стовбура. Під час цієї фази шлуночки на 80% наповнені кров'ю. Кількість крові, яка викидається шлуночком за одне скорочення називають систолічним об'ємом. Лівий і правий шлуночки виштовхують однакову кількість крові – у стані спокою в дорослої людини це 60–80 мл кожен.

При реєстрації форма ЕКГ-сигналу залежить від місця розташування електродів на тілі людини, тобто від типу електрокардіографічного відведення. Найчастіше у медичній практиці використовується 12 відведень: стандартні відведення Ейтховена (I, II, III), підсилені відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) та грудні відведення (V1-V6). Типова форма ЕКГ (рис. 1.9) реєструється у II стандартному відведенні.

1.3 Основні параметри ЕКГ-сигналів у нормі

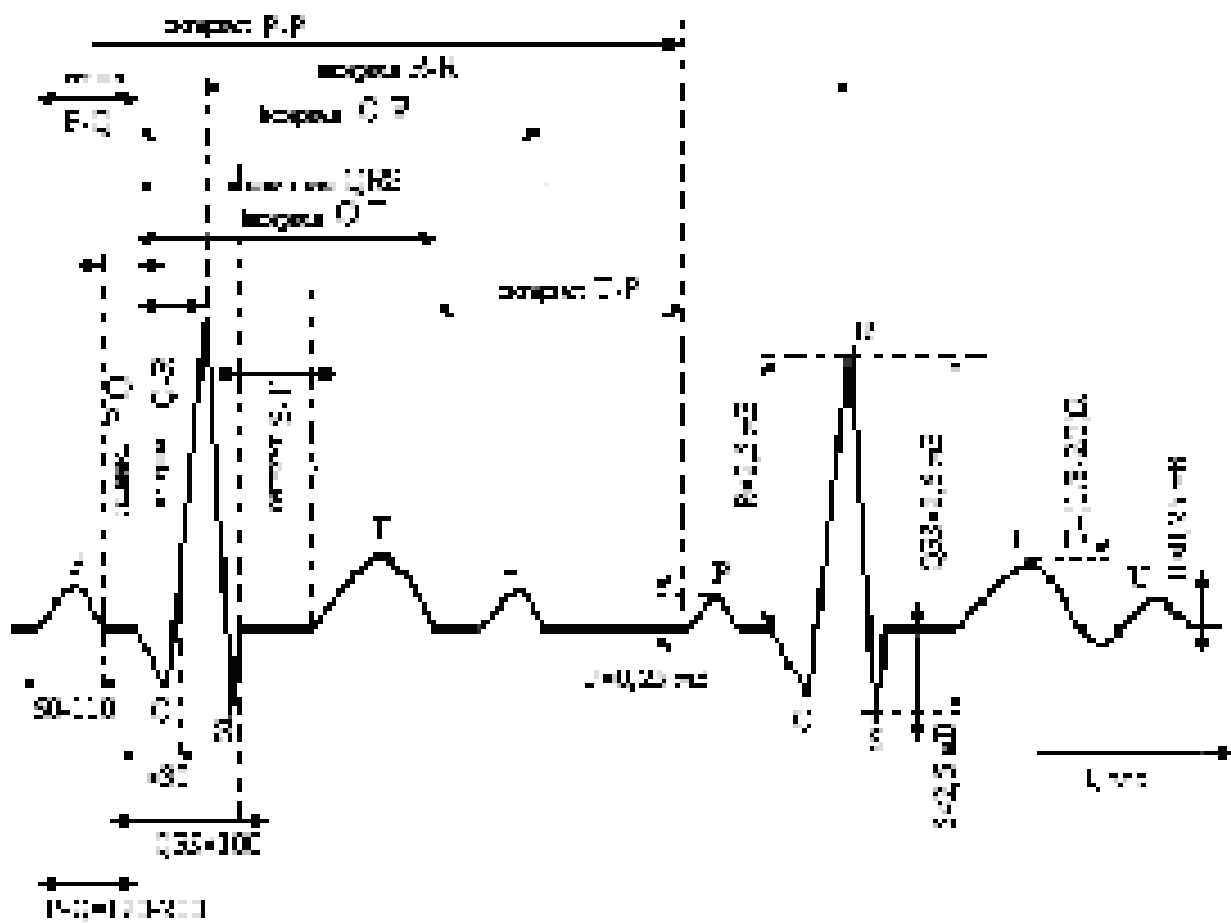
Нормальна ЕКГ складається з таких елементів: зубця Р (деполяризація передсердь), комплексу QRS (деполяризація шлуночків) і зубця Т (реполяризація шлуночків) (рис. 1.9). Крім того, на ЕКГ є сегменти PR і ST.

Зубець Р. Перший зубець ЕКГ виникає під час збудження передсердь; Тривалість зубця Р у нормі близько 0,08 с, амплітуда – 0,5–2,5 мм, де 1мм=0,1 мВ (0,05–0,25 мВ). Зростання його амплітуди може свідчити про наявність гіпертрофії передсердь.

Інтервал PQ – від початку зубця Р до початку комплексу QRS. Це час, протягом якого збудження охоплює передсердя і проходить до міжшлуночкової перетинки. Значною мірою поява ізоелектричного сегмента PQ пояснюється затримкою проведення імпульсів в атріовентрикулярному вузлі, коли відбувається систола передсердь. Тривалість інтервалу PQ = 0,12–0,21 с; під час його зростання діагностують атріовентрикулярні блокади.

Комплекс QRS. Збудження одночасно охоплює значну масу шлуночків, і тому з'являється елемент ЕКГ найбільшої амплітуди – комплекс QRS. Водночас відбувається реполяризація передсердь, однак вона маскується шлуночковим комплексом. Тривалість QRS у нормі не перевищує 0,1 с; збільшення тривалості QRS свідчить про появу внутрішньошлуночкової блокади. Зростання амплітуди шлуночкового комплексу може відбивати

гіпертрофію шлуночків, а зміни його конфігурації (відсутність або «патологічні» Q-зубці) – рубцеві зміни міокарда.



а)

Передсердя	Систола	Діастола	
Шлуночки	Діастола	Систола	
Деполаризація передсердь	Деполаризація шлуночків		Реполаризація шлуночків
	P	Q, R, S	T

б)

Рисунок 1.9 – Нормальна електрокардіограма (а); зв'язок ЕКГ з фазами серцевого циклу (б)

Сегмент ST – відповідає початку періоду вигнання крові з шлуночків. Закінчення зубця S збігається з моментом виникнення першого тону серця; другий тон з'являється невдовзі після зубця T. У нормі сегмент ST є ізоелектричним, оскільки деполяризація та реполяризація відділів шлуночка відбуваються одночасно. Однак, якщо частина серцевого м'яза працює в умовах ішемії, з'являється депресія сегмента ST. Ішемія призводить до зниження потенціалу спокою міоцитів, неоднорідного ходу деполяризації та появи «струмів пошкодження» між здоровими та ішемізованими серцевими клітинами. Їх відбиттям на ЕКГ є зміщення сегмента ST з ізоелектричної лінії. У нормі тривалість ST-сегменту 0.02–0.12 с.

Зубець T. Реполяризація шлуночків породжує широкий і асиметричний зубець T. Реполяризація шлуночків відбувається у напрямку від основи серця й епікарда до верхівки та ендокарда, тобто протилежному до ходу деполяризації. Тому зубець T, як і комплекс QRS, є позитивним. При ішемії міокарда нерідко з'являється інверсія зубця T. Однак, загалом, зміни зубця T не є специфічними для того чи іншого захворювання і можуть інтерпретуватися лише після зіставлення з клінічною картиною.

В табл. 1.1 наведено значення амплітудно-часових та сегментних параметрів ЕКГ у нормі.

Таблиця 1.1 – Значення амплітудно-часових та сегментних параметрів ЕКГ у нормі

Елементи ЕКГ	Амплітуда, 1мм=0,1 mB	Тривалість, с
P	0,5 – 2,5 мм	0,06 – 0,10
Q	< 1/4P	< 0,03
R	6 – 25 мм (в α VL до 11 мм, в V5–V6 до 26 мм)	0,03 – 0,05
S	< 8 мм (в I, II), < 25 мм (в VI)	< 0,03
T	< 1/2–1/3R (в II відведенні до 1/4R)	< 0,16
U	2 – 3 мм	0,06 – 0,16
Сегменти		
PQ	–	0,04 – 0,10
ST	–	0,02 – 0,12
TP	–	0,30 – 0,40
Інтервали		
P-Q	–	0,12 – 0,20
Q-T	–	0,35 – 0,42
R-R	–	0,75 – 1,0
P-P	–	0,75 – 1,0
Комплекс		
QRS	–	0,06 – 0,09(0,10)

1.4 Типи ЕКГ-відведень. Особливості ЕКГ у різних відведеннях

У медичній практиці найчастіше використовують неінвазивне (без пошкодження тканин) зчитування ЕКГ за допомогою поверхневих ЕКГ – електродів, які накладаються на тіло пацієнта. Електроди при цьому можуть бути розташовані на тілі за різними схемами.

Електрографічні відведення – це система (схема) встановлення електродів на тілі пацієнта. Електрокардіографічні відведення для неінвазивного зчитування можна розділити на такі групи (основні):

- кінцеві – біополярні за Ейнтховеном;
- уніполярні кінцеві (VR, VL, VF) за Вільсоном;
- уніполярні відведення, підсилені за Гольдбергером;
- уніполярні грудні відведення.

Існують також додаткові відведення. Найчастіше використовують відведення Ейтховена.

Стандартні двополюсні відведення Ейтховена (рис. 1.10, а) реєструють різницю потенціалів між двома точками електричного поля, віддаленими від серця і розміщеними у фронтальній площині – на кінцівках. Для реєстрації цих відведень електроди накладають на праву руку (червоне маркірування), ліву руку (жовте маркірування) і на ліву ногу (зелене маркірування). Ці електроди попарно підключають до електрокардіографа для реєстрації кожного із трьох стандартних відведень:

- I відведення – ліва рука (+), права рука (-);
- II відведення – ліва нога (+), права рука (-);
- III відведення – ліва рука (+), ліва нога (-).

Четвертий («земляний») електрод під'єднують до правої ноги (чорне маркірування). Знаками «+» і «-» тут позначено відповідне підключення електродів до позитивного і негативного полюсів гальванометра, тобто вказані позитивний і негативний полюси кожного відведення (рис. 1.10, б).

Як видно з рис. 1.10, б три стандартні відведення утворюють рівносторонній трикутник (трикутник Ейтховена), вершинами якого є права рука, ліва рука та ліва нога з встановленими на них сигнальними електродами. В центрі рівностороннього трикутника Ейтховена розташований електричний центр серця або точковий серцевий диполь, однаково віддалений від усіх трьох стандартних відведень (сторін трикутника).

Гіпотетичну лінію, що з'єднує два електроди, які беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називають віссю відведення. Перпендикуляри, проведені з центра серця, ділять кожну вісь на дві рівні

частини: позитивну, обернену в бік позитивного електрода, і негативну. Якщо зробити проєкцію ЕРС серця, і вона припадає на позитивну половину осі, на ЕКГ реєструється (відповідне величині цієї проєкції) позитивне відхилення (позитивні зубці R, T, P). У протилежному випадку відхилення на ЕКГ будуть від'ємними (Q-, S-, іноді T- і, навіть, P-зубці).

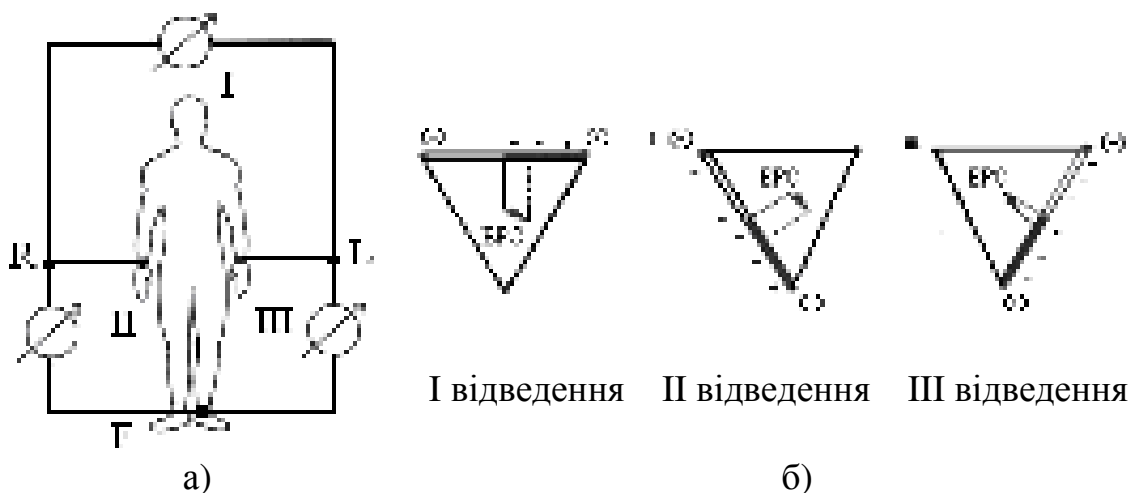


Рисунок 1.10 – Кінцеві біполярні відведення за Ейтховеном (а). Трикутник Ейтховена для I, II, III відведення (б) з напрямом ЕРС. R – права рука, L – ліва рука, F – ліва нога

Для зручності (використання методів проєкційної геометрії) ЕКГ, зареєстровані у стандартних відведеннях осі відведень, переносять до центра серця, як це показано на рис. 1.11.

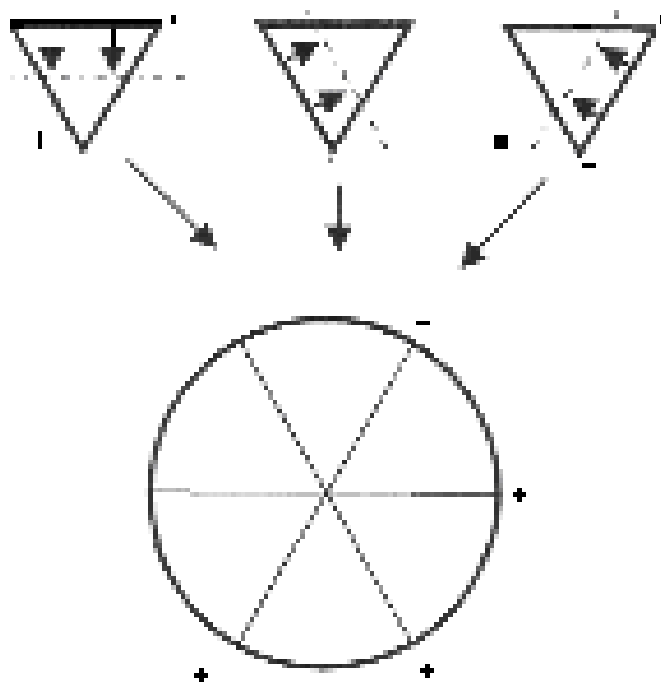


Рисунок 1.11 – Тривісьова електрична модель відведень за Ейтховеном: I – I відведення, II – II відведення, III – III відведення

Внаслідок цього отримують тривісьову систему координат (рис. 1.11, б), в якій кут між осями складає (як і в трикутнику Ейнтховена) 60° .

Уніполярні підсилені відведення показані на рис. 1.12. Підсилені відведення від кінцівок були запропоновані Гольдбергером. Вони реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний (сигнальний) позитивний електрод даного відведення (права рука, ліва рука або ліва нога), і середнім потенціалом двох інших кінцівок. Таким чином, від'ємним електродом у цих відведеннях є об'єднаний електрод Гольдбергера, який утворюють під час об'єднання за допомогою додаткового опору двох кінцівок:

αVR – підсилене відведення від правої руки;

αVL – підсилене відведення від лівої руки;

αVF – підсилене відведення від лівої ноги.

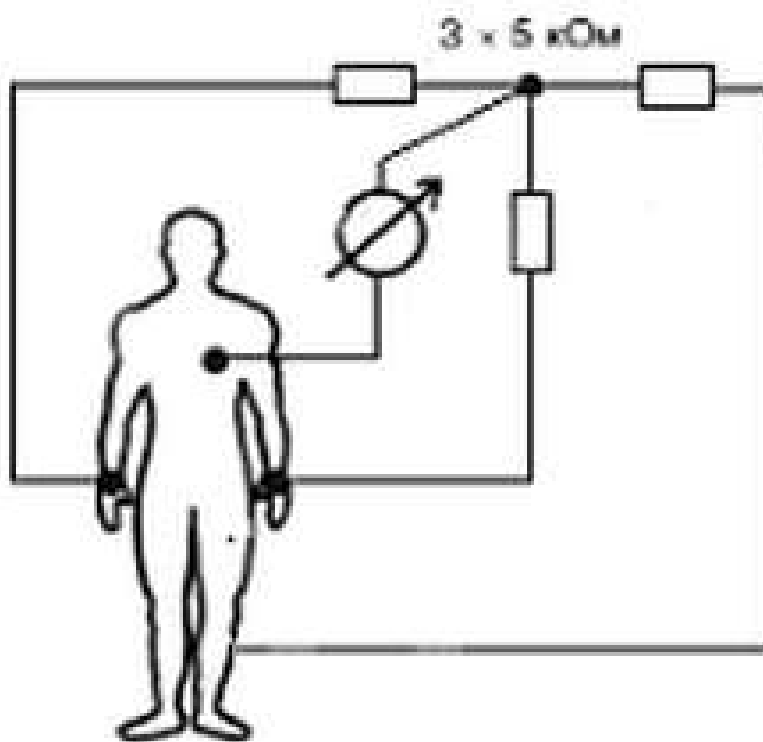


Рисунок 1.12 – Уніполярні відведення за Гольдбергером ($R=3*5$ кОм)

Назва підсилених відведень від кінцівок походить від перших літер англійських слів: α – augmented – збільшений (підсилений); V – voltage (напруга, потенціал); R – right – правий; L – left – лівий; F – foot – нога (рис. 1.12).

Формування трьох підсилених відведень за Гольдбергером на трикутнику Ейнтховена показано на рис. 1.13.

З рис. 1.13 видно, що осі підсилених відведень від кінцівок отримують, поєднуючи електричний центр серця з місцем приєднання активного електрода, тобто з однією із вершин трикутника Ейнтховена. Електричний центр ділить осі

цих відведень на дві рівні частини: позитивну – обернену до активного електрода, і негативну – обернену до об'єднаного електрода Гольдбергера.

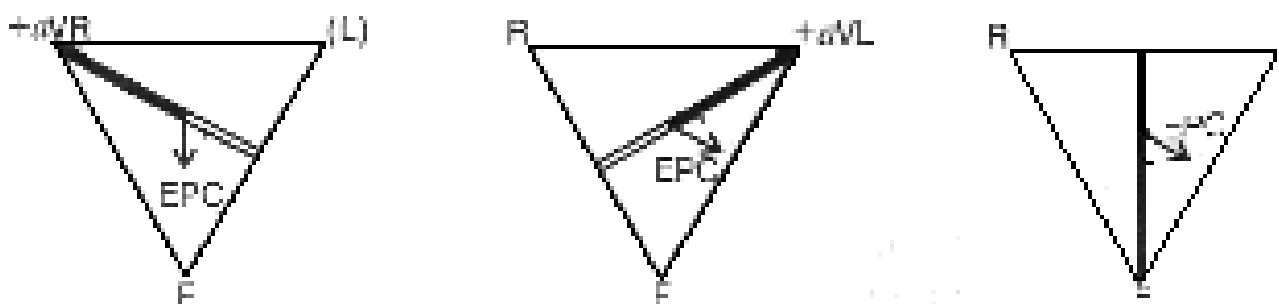


Рисунок 1.13 – Формування трьох підсилених відведень за Гольдбергером на трикутнику Ейнтховена

Уніполярні грудні відведення зображено на рис. 1.14. Ці відведення були запропоновані Вільсоном. Вони реєструють різницю потенціалів між активним позитивним електродом, розташованим на поверхні грудної клітини, і негативним об'єднаним («нульовим») електродом.

Цей останній електрод утворюють об'єднанням через додаткові опори трьох кінцівок (правої руки, лівої руки та лівої ноги), об'єднаний потенціал яких наближається до нуля (близько 0,2 мВ).

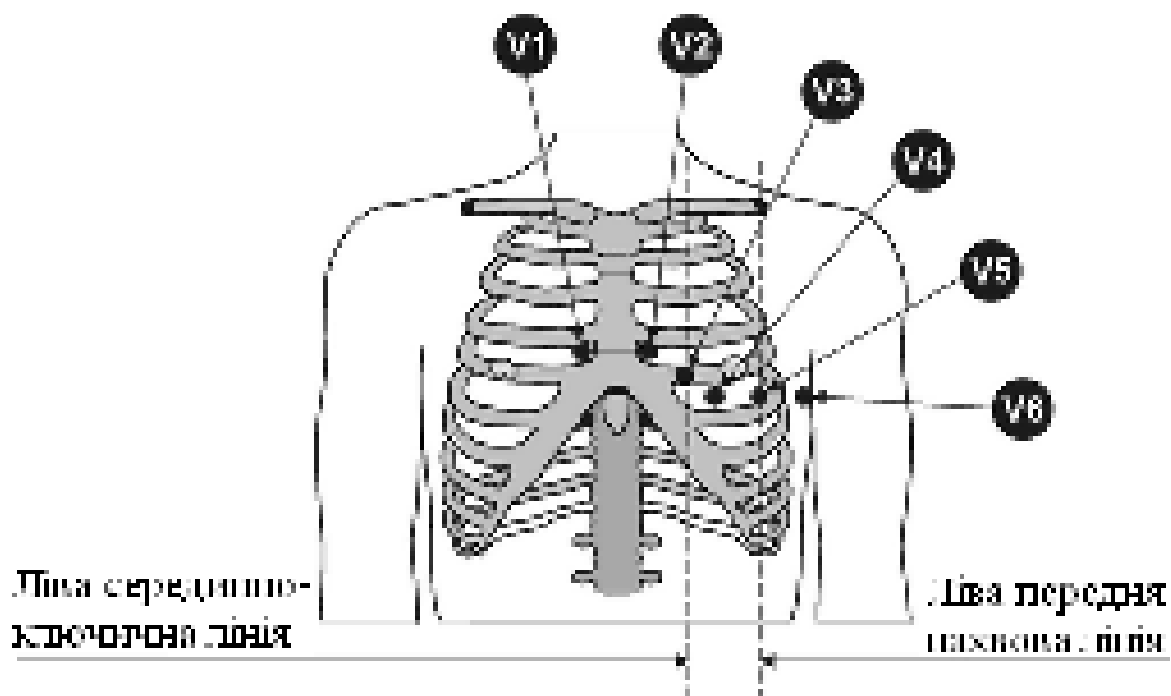


Рисунок 1.14 – Розташування шести електродів грудних відведень на поверхні грудної клітини

Відведення V_1 – активний електрод, розташований у четвертому міжребер'ї праворуч.

Відведення V_2 – активний електрод, розташований у четвертому міжребер'ї ліворуч.

Відведення V_3 знаходиться між другим і четвертим відведеннями, приблизно на рівні четвертого ребра вздовж лівої парастернальної лінії.

Відведення V_4 – активний електрод, розміщений у п'ятому міжребер'ї вздовж лівої серединно-ключичної лінії.

Відведення V_5 – активний електрод, розташований на тому ж самому горизонтальному рівні, що й V_4 вздовж лівої передньої лінії пахви.

Відведення V_6 – активний електрод, який знаходиться вздовж лівої середньої лінії пахви на тому ж самому горизонтальному рівні, що й V_4 і V_5 .

На відміну від стандартних та підсилених відведень від кінцівок груднини відведення реєструють зміни ЕРС серця здебільшого у горизонтальній площині.

Шестивісьова система координат. Стандартні та підсилені відведення від кінцівок дають можливість зареєструвати зміни ЕРС серця у фронтальній площині, тобто в тій площині, де розташований трикутник Ейнтховена. Для визначення різних відхилень ЕРС серця у фронтальній площині, зокрема для визначення положення електричної осі серця, була запропонована шестивісьова система координат (Бейлі). Її одержують суміщенням осей трьох стандартних (за Ейнтховеном) і трьох підсилених (за Гольдбергером) відведень від кінцівок.

Електричний центр серця ділить вісь кожного відведення на позитивну і негативну частини, обернені до позитивного (активного) електрода і до електрода негативного.

Аналізуючи амплітуди і полярності ЕКГ-комплексів у різних відведеннях, можна досить точно визначити величину і напрямок вектора ЕРС у фронтальній площині.

Напрямок осей відведень звичайно визначають у градусах. За початок відліку (0°) умовно приймають радіус, проведений горизонтально через центр серця (у напрямку позитивного полюса і стандартного відведення). Позитивний полюс другого стандартного відведення розташований на осі під кутом $+60^\circ$ (за годинниковою стрілкою), відведення αVF – під кутом $+90^\circ$, полюс III стандартного відведення – під кутом $+120^\circ$, αVL – під кутом 30° , а αVR – під кутом мінус 150° . Вісь αVL перпендикулярна до осі II відведення, вісь αVR – до I, а вісь αVR – до III (рис. 1.15).

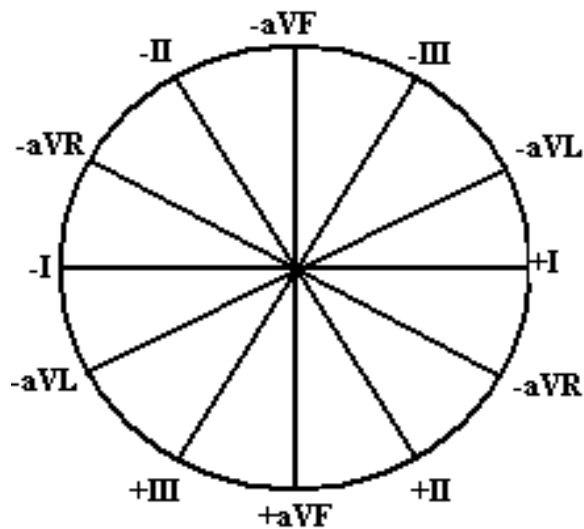


Рисунок 1.15 – Шестивісьова система координат

1.5 Електрична вісь серця. Методи визначення положення електричної осі серця

Трикутник Ейтховена можна використовувати для визначення положення електричної осі серця (рис. 1.16). Якщо відкласти алгебраїчну суму амплітуд зубців QRS I відведення на вісь I і, аналогічно, сукупність зубців QRS III відведення на вісь III, то одержані таким чином інтервали можна вважати проекціями серцевого вектора. Кут α визначає електричну серцеву вісь (точніше – орієнтацію максимального миттєвого вектора у фронтальній площині). На рис. 1.16 також наведений інший шлях встановлення осі серця у фронтальній площині.

Для цього знаходять суму векторів горизонтальної складової $H = 1,15(R_I - S_I - Q_I)$ та вертикальної складової $V = 1,15(R_{aVF} - S_{aVF} - Q_{aVF})$. Кут α розраховується як $\alpha = \arctg V/H$.

У медичній практиці розрізняють такі основні орієнтації серцевого вектора:

- нормальне положення ($0^\circ < \alpha < 90^\circ$);
- відхилення осі вправо ($90^\circ < \alpha < 180^\circ$);
- відхилення осі вліво ($-120^\circ < \alpha < 180^\circ$).

Детальний огляд можливих кутів α наведений на рис. 1.17. Електрична вісь серця приблизно співпадає з анатомічною лише у випадку, коли не порушене проходження збудження у міокарді. У протилежному випадку напрямки осей різні, що є інформацією про деякі захворювання серця.

Електрична вісь серця змінюється з віком. У молодому віці – тип середній, похилий або правобічний, у старшому віці – найчастіше лівобічний.

Вважають, що значне зміщення електричної осі серця вліво у молодому віці та правобічне у людей похилого віку носить патологічний характер.

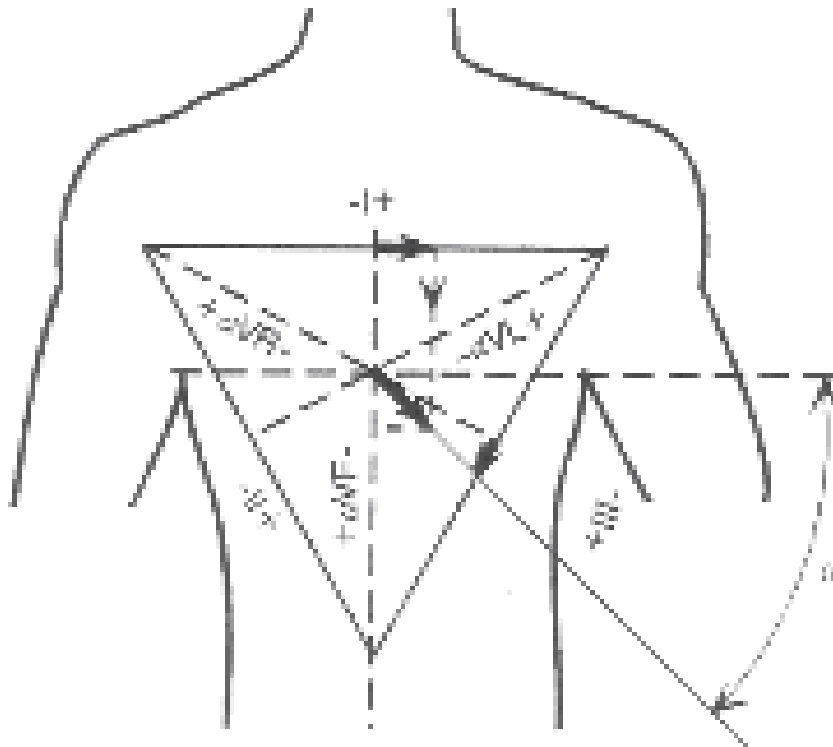


Рисунок 1.16 – Трикутник Ейнтховена та електрична серцева вісь у фронтальній площині тіла людини

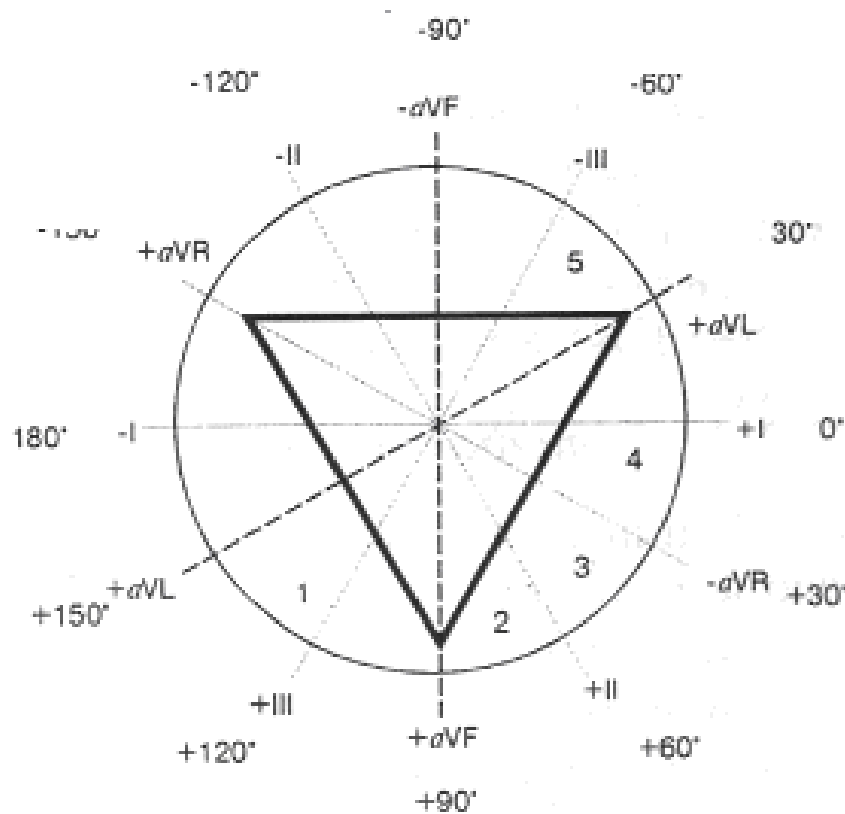


Рисунок 1.17 – Орієнтація серцевого вектора відносно трикутника Ейнтховена

У відведеннях αVL та αVF вигляд ЕКГ залежить також від положення серця і явно змінюється під час дихання. У випадку глибокого вдиху серце знаходиться у вертикальному положенні і повернуто до електрода відведення αVF лівим шлуночком. Вигляд QRS-комплексу наближається до його вигляду у відведенні V_6 . Під час видиху серце нахиляється і повертається до електрода відведення αVF правим шлуночком. Тому QRS-комплекс у відведенні αVF схожий з QRS у відведенні V_1 .

1.6 Зміни форми ЕКГ-сигналів та формування комплексів ЕКГ-ознак за різних функціональних та патологічних станів організму

Зміни форми ЕКГ сигналів відбувається за різних серцевих патологій (гіпертрофій передсердь та шлуночків серця, блокад провідних шляхів, ішемічних хвороб серця, інфарктів міокарду та ін.).

Гіпертрофія передсердь та шлуночків серця – один з поширених типів патологічних змін у серці, що призводить до зміни форми електрокардіографічного сигналу.

Гіпертрофія серця – це компенсаторна реакція міокарда, що виражається збільшенням маси серцевого м'язу. Гіпертрофія розвивається у відповідь на підвищене навантаження, яке виникає у тому або іншому відділі серця за наявності клапанних пороків серця або при підвищенні тиску у великому або малому колі кровообігу.

Різного роду електрокардіографічні зміни, що виявляються під час компенсаторної гіпертрофії будь-якого відділу серця, обумовлені (рис. 1.18):

- збільшенням електричної активності гіпертрофованого відділу серця;
- сповільненням проведення по ньому електричного імпульсу;
- ішемічними, дистрофічними, метаболічними і склеротичними змінами в гіпертрофованому серцевому м'язі.

Електрокардіографічними ознаками гіпертрофії лівого передсердя є:

- роздвоєння і збільшення амплітуди зубців $P_{I,II}$, αVL , $V_{5,6}$ (P-mitrale);
- збільшення амплітуди і тривалості другої від'ємної (лівопередсердної) фази зубця P у відведенні V_1 (рідше V_2) або формування від'ємного зубця P_{VI} ;
- від'ємний або двофазний (\pm) зубець P_{III} (не постійна ознака);
- збільшення загальної тривалості (ширини) зубця P – більше 0,1с.

Ознаки гіпертрофії правого передсердя:

- у відведеннях II, III, αVF зубці P високо амплітудні з загостреною вершиною (P-pulmonale);

- у відведеннях V_2 зубець P (або принаймні його перша – правопередсердна – фаза) позитивний із загостреною вершиною (P-pulmonale);
- у відведеннях I, αVL , $V_{5,6}$ зубець P низької амплітуди, а в αVL може бути від'ємним (не постійна ознака);
- тривалість (ширина) зубця P – не більше 0,10 с.

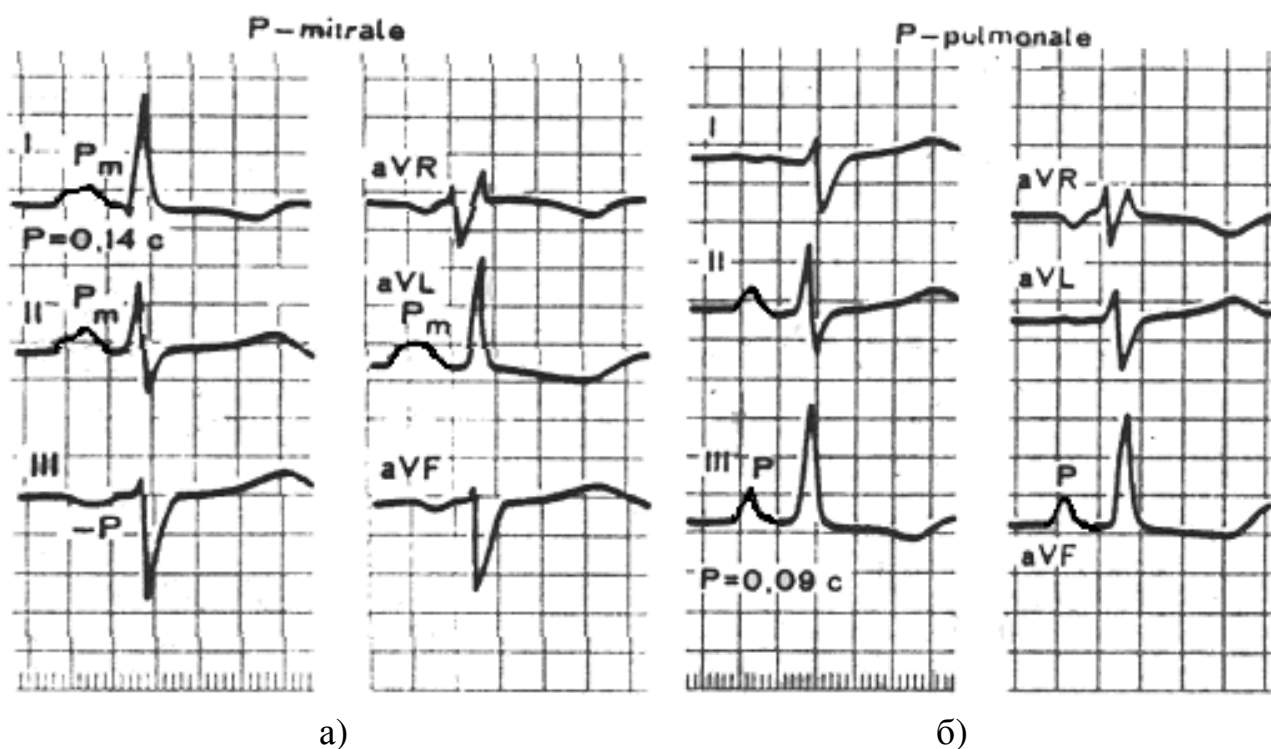


Рисунок 1.18 – ЕКГ при гіпертрофії лівого передсердя (а);
ЕКГ при гіпертрофії правого передсердя(б)

При гіпертрофії лівого і правого шлуночка змінюється амплітуда і тривалість QRS-комплексу (0,05 і 0,03 відповідно). Збільшується амплітуда зубців R (ГЛШ) і S (ГПШ) у лівих грудних відведеннях $V_{5,6}$ і амплітуда зубців S (ГПШ) і R (ГЛШ) у правих грудних відведеннях $V_{1,2}$. Зміщується електрична вісь серця вліво при ГЛШ і вправо (кут $\alpha > 100^\circ$) при ГПШ. Зміщується сегмент RS-T у відведеннях $V_{5,6}$, I, αVL нижче ізолінії і формування від'ємного або двофазного зубця T у цих самих відведеннях при ГЛШ, а при ГПШ сегмент RS-T зміщується вниз і з'являється від'ємний зубець T у відведеннях III, αVF , $V_{1,2}$. Ці характеристики добре видно з рис. 1.19.

Порушення провідності імпульсу (сповільнення або повне зупинення проведення електричного імпульсу за будь-яким відділом провідної системи) отримало назву блокади серця. Якщо має місце лише сповільнення проведення або періодична поява зупинення проведення окремих імпульсів у відділи провідної системи, то говорять про неповну блокаду серця. Повне зупинення

проведення усіх імпульсів свідчить про виникнення повної блокади. Залежно від місця, де виникло порушення провідності, розрізняють синоатріальну, внутрішньопередсердну і блокаду різних відділів пучка Гіса.

Синоатріальна блокада – це порушення проведення електричного імпульсу від синусного вузла до передсердь. Характерними ознаками цієї блокади на ЕКГ є: випадання частини серцевих циклів (зубців Р і QRST комплексів (рис. 1.20), а також збільшення в момент випадання серцевих циклів паузи між двома сусідніми зубцями Р або R майже вдвічі (рідше в три або чотири рази) порівняно з нормальними інтервалами P–P або R–R.

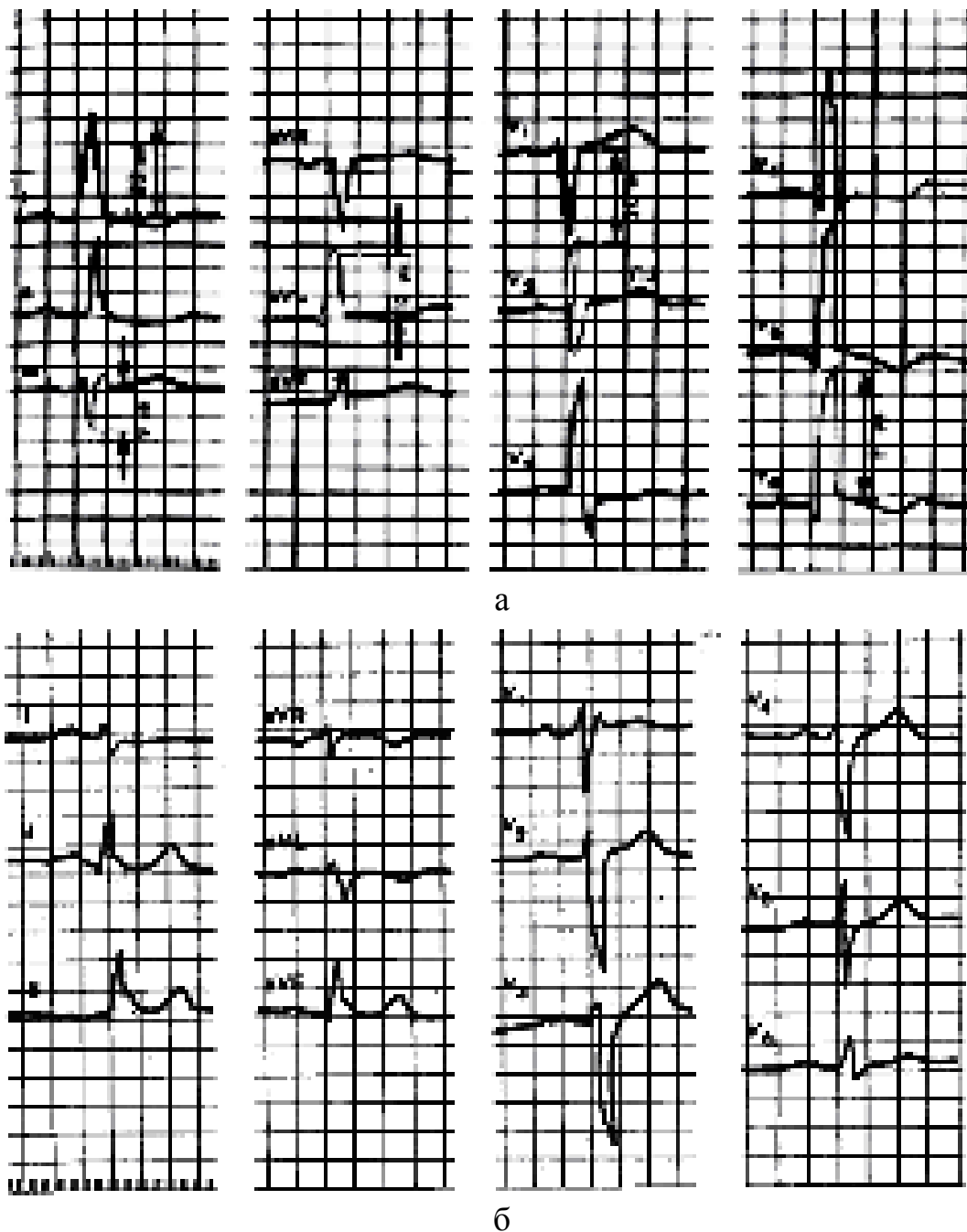


Рисунок 1.19 – ЕКГ при гіпертрофії лівого шлуночка (а);
ЕКГ при гіпертрофії правого шлуночка (б)

Внутрішньопередсердна блокада – це порушення проведення електричного імпульсу по провідній системі передсердь, що призводить до збільшення тривалості зубця P $> 0,11$ с і до його розщеплення, зменшення сегмента PQ, збільшення інтервалу PQ.

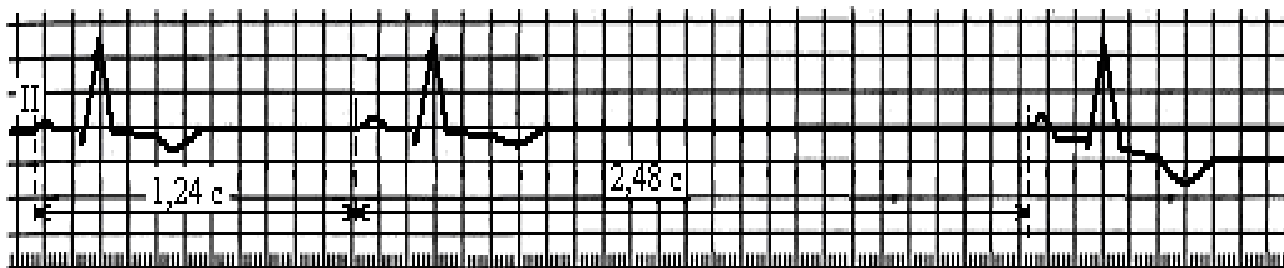


Рисунок 1.20 – ЕКГ при синоатріальній блокаді

Блокада різних відділів пучка Гіса – це сповільнення або повна зупинка проведення збудження по одній двох або трьох вітках пучка Гіса.

Характерні зміни при блокаді правої ніжки пучка Гіса (рис 1.21).

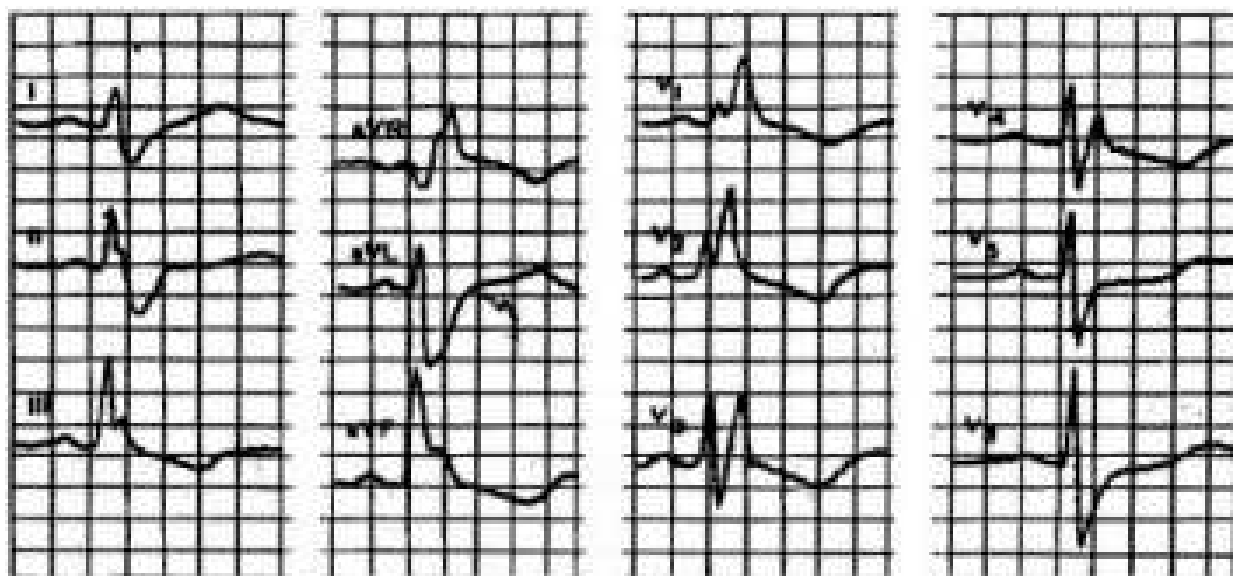
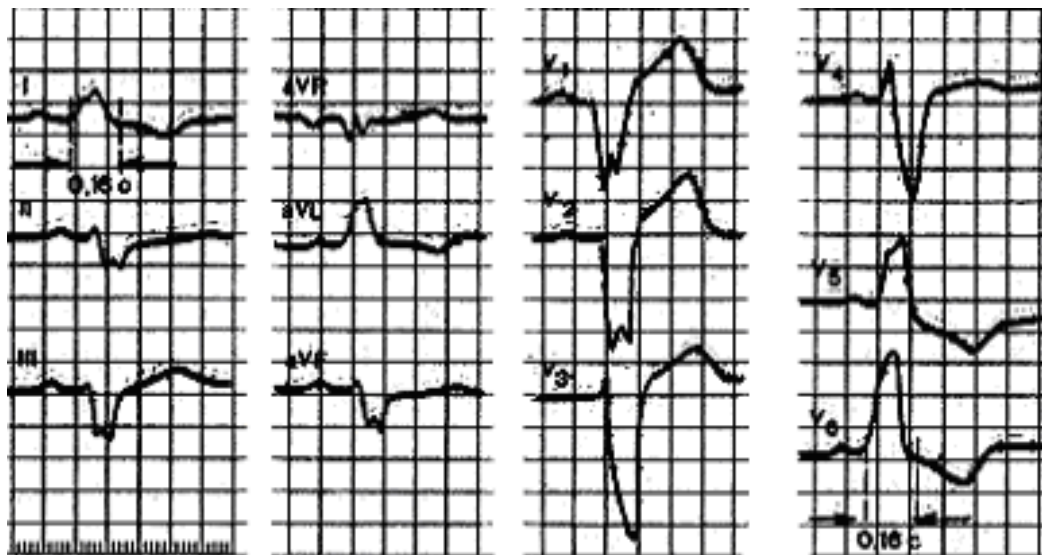


Рисунок 1.21 – ЕКГ при повній блокаді правої ніжки пучка Гіса

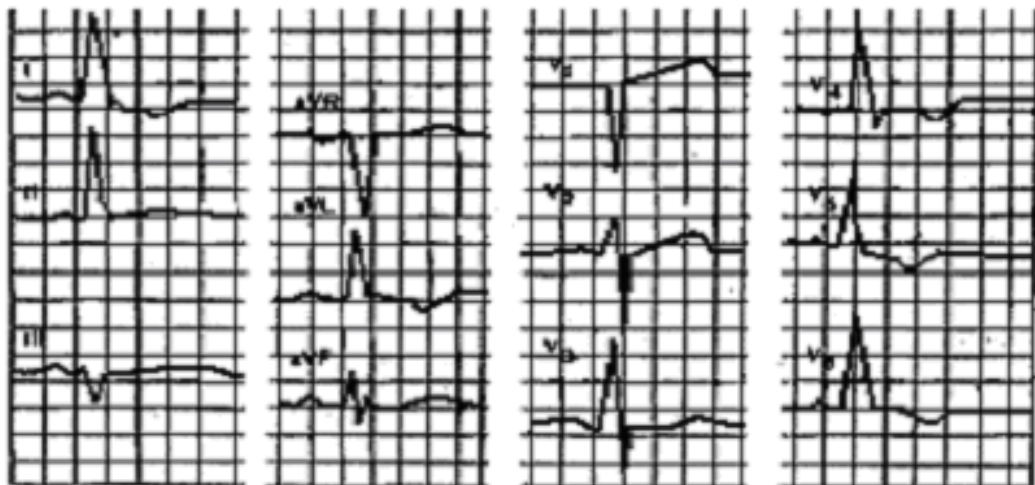
При повній блокаді: в правому грудному відведенні (V_1) реєструється комплекс типу rSR' ; у лівих грудних відведеннях ($V_{5,6}$) і відведеннях I та αVL – уширений зубець S; тривалість QRS – 0,17 с; у відведеннях $V_1 - V_3$ – депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T.

При неповній блокаді QRS комплекс у відведеннях V_1 і V_2 має вигляд rSR і його тривалість не більша 0,11 с.

Характерні зміни при блокаді лівої ніжки пучка Гіса показані на рис 1.22.



а



б

Рисунок 1.22 – ЕКГ при блокаді лівої ніжки пучка Гіса
(а – при повній блокаді; б – при неповній)

При повній блокаді тривалість $QRS > 0,12$ с; електрична вісь серця зміщена вліво (кут $\alpha = -60^\circ$). У відведеннях V_5 і V_6 розширені і деформовані шлункові комплекси типу R з розщепленою вершиною; у відведеннях V_1 і V_2 комплекси типу QS і rS. У відведеннях V_5 і V_6 депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T.

При неповній блокаді тривалість $QRS = 0,11$ с. Горизонтальне положення електричної осі серця (кут $\alpha = 0^\circ$). У відведеннях V_5 і V_6 – високий деформований зубець R, у відведеннях V_1 і V_2 – глибокий зубець S.

Порушення ритму роботи серця призводить до зміни тривалості кардіоциклу ЕКГ. До порушень ритму роботи серця належать тахікардія, брадикардія, аритмії. При *тахікардії* збільшується частота серцевих

скорочень від 90 до 150–180 ударів за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворене правильна послідовність зубців Р і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. Під час вираженої тахікардії можуть спостерігатися косо зростаюча депресія сегмента RS-T не більше 1 мм, деяке збільшення амплітуди зубців Т і Р.

Під час *брадикардії* зменшується ЧСС до 59–40 за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворена правильна послідовність зубця Р і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. Іноді при вираженій брадикардії може зменшуватися амплітуда Р зубця і збільшуватися тривалість інтервалу P-Q(R) (до 0,21 – 0,22 с).

Основними електрокардіографічними ознаками *аритмії* є: коливання тривалості інтервалів R-R, що перевищують 0,15 с і зв'язані з фазами дихання; збереження усіх електрокардіографічних ознак синусного ритму (послідовність зубця Р і комплексу QRST).

Приклади ЕКГ-сигналів для різних типів порушення ритму серця наведені на рис. 1.23.



а – ЕКГ здорової людини у спокої (ЧСС 77 уд/хв.); б – ЕКГ людини після фізичних навантажень (синусна тахікардія, ЧСС 150 уд/хв.); в – ЕКГ здорового спортсмена у спокої (синусна брадикардія); г – ЕКГ хворого з синусною (дихальною) аритмією

Рисунок 1.23 – ЕКГ з ознаками порушення серцевого ритму

Ішемічна хвороба серця (ІХС) та інфаркт міокарду серця призводять до суттєвих змін форми ЕКГ практично у всіх відведеннях.

Ішемічна хвороба серця характеризується порушенням кровопостачання різних відділів серцевого м'язу. Суттєвими електрокардіографічними ознаками ІХС є різні зміни форми і полярності Т-зубця. Високий Т-зубець в грудних відведеннях свідчить або про субендокардіальну ішемію передньої стінки, або про субепікардіальну, трансмуральну або інтрамуральну ішемію задньої стінки лівого шлуночка (хоча навіть в нормі, особливо у молодих людей, часто реєструється високий додатній зубець Т у грудних відведеннях). Від'ємний коронарний зубець Т у грудних відведеннях свідчить про субепікардіальну, трансмуральну або інтрамуральну ішемію передньої стінки лівого шлуночка. Двофазні зубці Т виявляються на межі ішемічної зони й інфарктного міокарда. При ішемічному пошкодженні міокарда проявляється зміщення сегмента RS-T нижче або вище ізолінії. Зростання сегмента RS-T у грудних відведеннях свідчить про субепікардіальне, трансмуральне пошкодження передньої стінки лівого шлуночка. Депресія сегмента RS-T у грудних відведеннях вказує на наявність ішемічного пошкодження в субендокардіальних відділах передньої стінки або трансмурального пошкодження задньої стінки лівого шлуночка.

Інфаркт міокарда характеризується різними електрокардіографічними ознаками, залежно від стадії захворювання.

Гостра стадія інфаркту міокарда характеризується швидким, протягом 1–2 доби, формуванням патологічного зубця Q чи комплексу QS, зміщенням сегмента RS-T вище ізолінії і позитивного зубця Т, що зливається з ним на початку, а потім від'ємного зубця Т. Через декілька днів сегмент RS-T наближається до ізолінії. На 2–3 тижні захворювання сегмент RS-T стає ізоелектричним, а від'ємний коронарний зубець Т різко заглиблюється і стає симетричним, загостреним.

У загостреній формі інфаркту міокарда реєструється патологічний зубець Q чи комплекс QS (некроз) і від'ємний коронарний зубець Т (ішемія), амплітуда якого, починаючи з 20–25 доби інфаркту міокарда, поступово зменшується. Сегмент RS-T розміщений на ізолінії.

Рубцева стадія інфаркту міокарда характеризується збереженням протягом ряду років, нерідко протягом всього життя хворого, патологічного зубця Q чи комплексу QS і наявністю слабо від'ємного, згладженого чи позитивного зубця Т.

Передньобоківий інфаркт міокарда. Характерними ознаками інфаркту (типові зміни зубців Q, R, сегмента RS-T і зубця Т) проявляються в лівих грудних відведеннях $V_{5,6}$, а також відведеннях I і αVL , оскільки область

передньобочового інфаркту міокарда повернена в сторону позитивних полюсів цих відведень (рис. 1.24, а).

Задньодіафрагмальний (нижній) інфаркт найчастіше розвивається при закупорці правої коронарної артерії. Характерні ознаки інфаркту проявляються у відведеннях II, III і α VF, при цьому найбільше значення для діагнозу має відведення α VF. Протилежність цьому у відведеннях I, α VL, V_1 – V_3 можливі реципрокні («дзеркальні») зміни ЕКГ: депресія сегмента RS-T і високий позитивний зубець T (рис. 1.24, б).

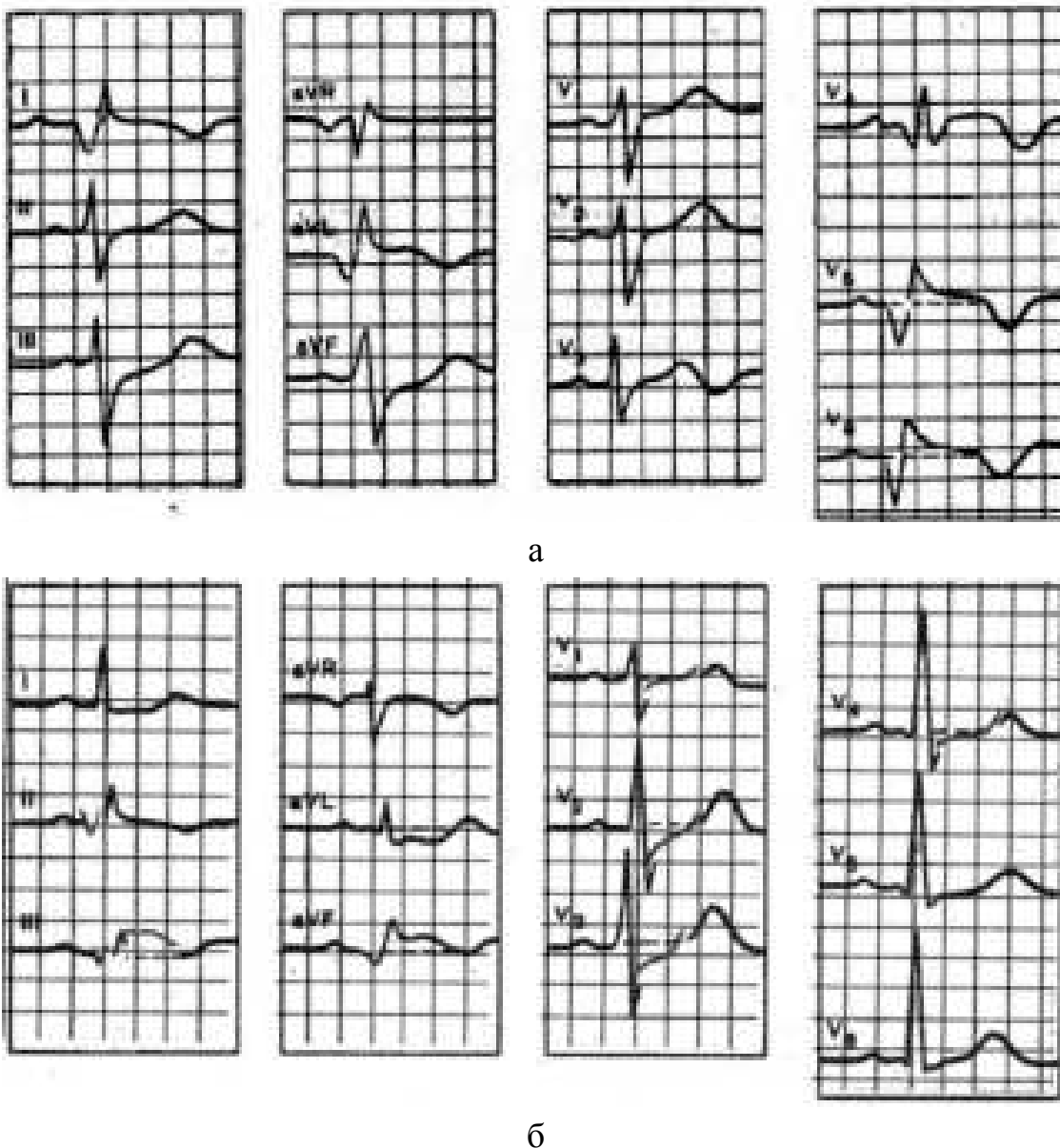


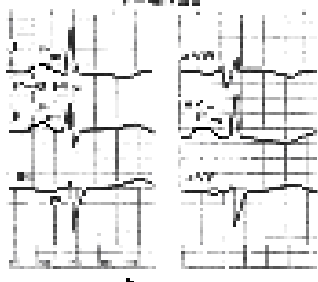
Рисунок 1.24 – ЕКГ при передньобочовому інфаркті міокарда (а);
ЕКГ при задньодіафрагмальному інфаркті (б)


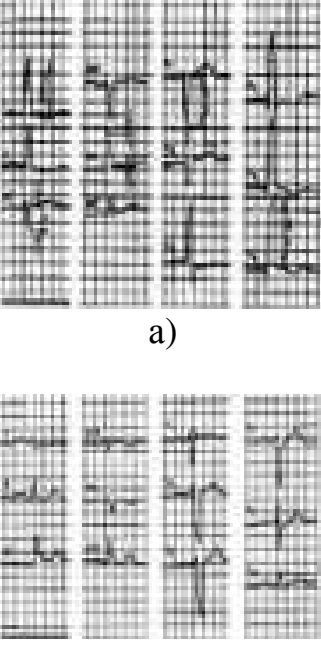
На основі дослідження форми та параметрів електрокардіографічних сигналів у різних відведеннях проводять оцінку функціонального стану

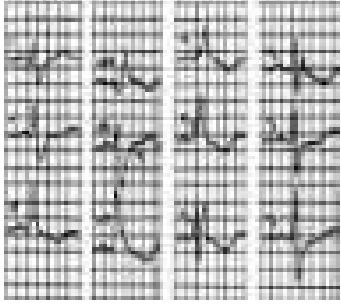
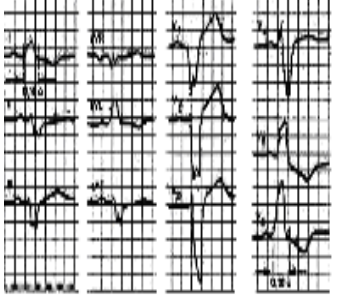
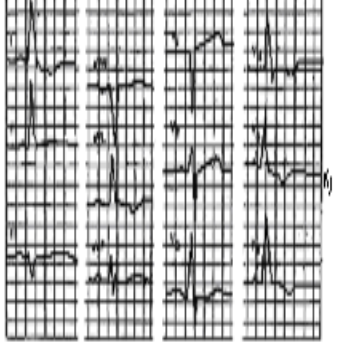
серцевого м'язу, виявляють порушення ритму роботи серця та інші функціональні та патологічні зміни у серці, формують діагностичні висновки.

В табл. 1.2 наведено електрографічні зміни параметрів та форми ЕКГ сигналів за різних типів серцевих патологій.

Таблиця 1.2 – Зміна параметрів ЕКГ за наявності серцевих патологій

Тип патології	Зміна параметрів ЕКГ	Зміна форми ЕКГ
1	2	3
Гіпертрофія передсердь та шлуночків		
Електрокардіографічні зміни різного роду характеризуються	<ul style="list-style-type: none"> – збільшенням електричної активності гіпертрофованого відділу серця; – сповільненням проведення по ньому електричного імпульсу; – ішемічними, дистрофічними, метаболічними і склеротичними змінами в гіпертрофованому серцевому м'язі 	
Ознаки гіпертрофії лівого передсердя	<ul style="list-style-type: none"> – роздвоєння і збільшення амплітуди зубців P_{I,II}, αVL, V_{5,6} (P-mitrale); – збільшення амплітуди і тривалості другої від'ємної (лівопередсердної) фази зубця P у відведенні V₁ (рідше V₂) або формування від'ємного зубця P_{VI}; – від'ємний або двофазний (±) зубець P_{III} (не постійна ознака); – збільшення загальної тривалості (ширини) зубця P – більше 0,1 с 	

1	2	3
Ознаки гіпертрофії правого передсердя	<p>– у відведеннях II, III, αVF зубці P високо амплітудні з загостреною вершиною (P-pulmonale);</p> <p>– у відведеннях V_2 зубець P (або принаймні його перша – правопередсердна – фаза) позитивний з загостреною вершиною (P-pulmonale);</p> <p>– у відведеннях I, αVL, $V_{5,6}$ зубець P низької амплітуди, а в αVL може бути від’ємним (не постійна ознака);</p> <p>– тривалість (ширина) зубця P – не більше 0,10 с</p>	
Ознаки гіпертрофії лівого та правого шлуночків	<p>– при гіпертрофії лівого (а) і правого (б) шлуночка змінюється амплітуда і тривалість QRS-комплексу (0,05 і 0,03 відповідно).</p> <p>Збільшується амплітуда зубців R (ГЛШ) і S (ГПШ) у лівих грудних відведеннях $V_{5,6}$ і амплітуда зубців S (ГПШ) і R (ГЛШ) у правих грудних відведеннях $V_{1,2}$.</p> <p>Зміщується електрична вісь серця вліво при ГЛШ і вправо (кут $\alpha > 100^\circ$) при ГПШ.</p> <p>Зміщується сегмент RS-T у відведеннях $V_{5,6}$, I, αVL нижче ізолінії і формування від’ємного або двофазного зубця T у цих самих відведеннях при ГЛШ, а при ГПШ сегмент RS-T зміщується вниз і появляється від’ємний зубець T у відведеннях III, αVF, $V_{1,2}$</p>	 <p style="text-align: center;">а)</p> <p style="text-align: center;">б)</p>

1	2	3
Порушення провідності імпульсу		
Ознаки блокади різних відділів пучка Гіса		
повна блокада правої ніжки пучка Гіса	<p>– у правому грудному відведенні (V_1) реєструється комплекс типу rSR'; у лівих грудних відведеннях ($V_{5,6}$) і відведеннях I та aVL – уширений зубець S; тривалість QRS – 0,17 с; у відведеннях $V_1 - V_3$ – депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T;</p>	
неповна блокада	<p>– QRS комплекс у відведеннях V_1 і V_2 має вигляд rSR' і його тривалість не більша 0,11 с;</p>	
повна блокада лівої ніжки пучка Гіса	<p>– тривалість QRS > 0,12 с; електрична вісь серця зміщена вліво (кут $\alpha = -60^\circ$). У відведеннях V_5 і V_6 уширені і деформовані шлункові комплекси типу R з розщепленою вершиною; у відведеннях V_1 і V_2 комплекси типу QS і rS. У відведеннях V_5 і V_6 депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T;</p>	
неповна блокада	<p>– тривалість QRS 0,11 с. Горизонтальне положення електричної осі серця (кут $\alpha = 0^\circ$). У відведеннях V_5 і V_6 – високий деформований зубець R, у відведеннях V_1 і V_2 – глибокий зубець S.</p>	

1	2	3
Порушення ритму роботи серця		
тахікардія	– при тахікардії збільшується частота серцевих скорочень від 90 до 150–180 ударів за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворена правильна послідовність зубців Р і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. При вираженій тахікардії можуть спостерігатися косо зростаюча депресія сегмента RS-T не більше 1 мм, деяке збільшення амплітуди зубців Т і Р;	
брадикардія	– при брадикардії зменшується ЧСС до 59–40 за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворена правильна послідовність зубця Р і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. Іноді при вираженій брадикардії може зменшуватися амплітуда Р зубця і збільшуватись тривалість інтервалу P-Q(R) (до 0,21 – 0,22 с);	
аритмія	– коливання тривалості інтервалів R–R, що перевищують 0,15 с і зв'язані з фазами дихання; збереження всіх електрокардіографічних ознак синусного ритму (послідовність зубця Р і комплексу QRST).	

1	2	3
ІХС та інфаркт міокарду серця		
передньобоковий інфаркт міокарда	– характерними ознаками інфаркту (типові зміни зубців Q, R, сегмента RS-T і зубця T) проявляються в лівих грудних відведеннях V _{5,6} , а також відведеннях I і αVL, оскільки область передньобокового інфаркту міокарда повернена в бік позитивних полюсів цих відведень;	
задньодіафрагмальний інфаркт	– характерні ознаки інфаркту проявляються у відведеннях II, III і αVF, при цьому найбільше значення для діагнозу має відведення αVF. Протилежність цьому у відведеннях I, αVL, V ₁ – V ₃ можливі реципрокні («дзеркальні») зміни ЕКГ: депресія сегмента RS-T і високий позитивний зубець T.	

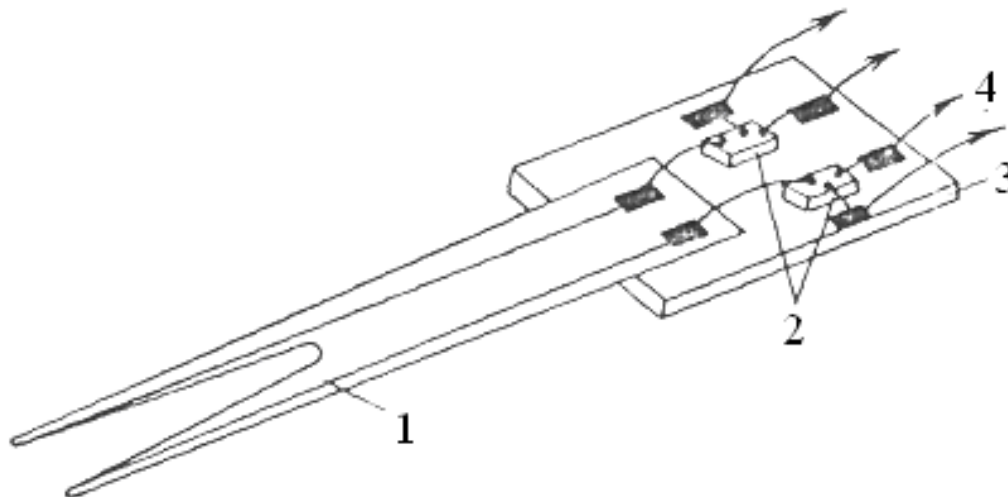
1.7 Методи та засоби вимірювання та реєстрації біопотенціалів серцево-судинної системи

Використання методів і засобів мікроелектроніки в ході створення електродів для фізіологічних і медико-біологічних досліджень дозволяє якісно змінити характеристики цієї медичної вимірювальної апаратури і відкриває можливості для розробки нових методик дослідження процесів у живому організмі. Основні напрями – створення мініатюрних електродів і багатоелектродних матриць, що мають високий ступінь відтворюваності геометричних розмірів і електричних параметрів; реалізація електродів і пристроїв попередньої обробки інформації (наприклад, передпідсилювачів) на одній підкладці, тобто створення активних електродів.

Розміщення попередніх підсилювачів з низьким вихідним опором на одній підкладці з електродами дозволяє істотно понизити міжканальні перешкоди, збільшити завадостійкість. Найбільш перспективним способом

виготовлення активних електродів є гібридна технологія, що дозволяє використовувати як плівки різних матеріалів, так і високоякісні напівпровідникові прилади й інтегральні мікросхеми.

На рис. 1.25 наведено конструкцію гібридної інтегральної мікросхеми, яка розташована на одній підкладці з матрицею електродів.



1 – електроди; 2 – попередній підсилювач;
3 – пластина тримач; 4 – виходи до підсилювача

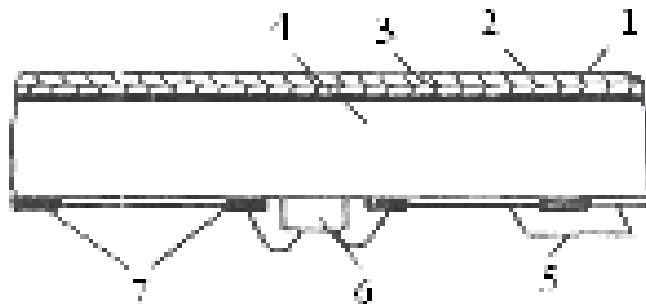
Рисунок 1.25 – Конструкція активного електрода

Переваги активних електродів особливо вигідно реалізуються в електрокардіографії. Недоліком металевих електродів є відносно високий потенціал поляризації (10–200 мВ при максимальній амплітуді корисного сигналу 1–5 мВ), що виникає між двома електродами. Величина поляризаційного потенціалу істотно залежить від струму, що протікає через електрод, концентрації електроліту, матеріалу і геометрії електрода. Застосування електродних паст зменшує потенціал поляризації, знижує його флуктуації, а також зменшує перехідний опір електрод-шкіра. Проте застосування паст при тривалому носінні електродів призводить до подразнення шкіри; крім того, паста висихає і її властивості погіршуються. Для вирішення проблеми тривалої безперервної реєстрації біопотенціалів були розроблені активні емнісні електроди, в яких між біологічною тканиною і металевим обкладкою електрода розташований шар діелектрика. Важливою особливістю емнісних електродів є відсутність контакту метал-шкіра, і, як наслідок, значне зменшення потенціалу поляризації і його зміни.

В електрокардіографічних емнісних електродах, виготовлених методами тонкоплівкової технології (рис. 1.26), підкладкою служить керамічний диск діаметром 11 мм. На одній стороні підкладки нанесені шар діелектрика і шар

металу, на іншій – напилені тонкоплівкові резистори і приклеєні активні компоненти. Як діелектрик використовується шар скла товщиною 35 мкм, і як друга обкладка конденсатора шкіра–діелектрик–метал–шар срібла. Для поліпшення адгезії перед напилюванням срібла на підкладку наноситься підшар паладію. Для реалізації високої завадостійкості активних ємнісних електродів необхідно, щоб підсилювачі в кожному з електродів, що використовуються для знімання електрокардіограми з одного біологічного об'єкта, мали ідентичні параметри (вхідний і вихідний опори, коефіцієнт передачі). Тому особлива увага приділяється підбору активних елементів для виготовлення пари ідентичних електродів. Пасивні елементи (резистори) формуються методами групової технології, тому ідентичність опорів (з розкидом 0,1%) забезпечується практично без підгонки номіналів. Підбір активних елементів здійснюється шляхом вибору тих напівпровідникових приладів, які до скрайбування знаходилися на кремнієвій пластині в безпосередній близькості один від одного. Таким чином можна підібрати біполярні транзистори з різницею напруг $\Delta U = 2$ мВ; коефіцієнти посилення цих транзисторів відрізнялися всього на 3%. У таких електродах активні прилади приклеєні до підкладки епоксидною смолою, а їх виходи приєднані до контактних майданчиків за допомогою низькотемпературної ультразвукової зварки. Її застосування дозволяє підвищити надійність електродів. Випробування описаних електродів показали, що електрокардіограми можна знімати як в повітрі, так і в морській воді. Ємнісні електроди можуть виготовлятися і на основі кремнію. Як діелектрик у цих електродах використовується двоокис кремнію, а напівпровідникова інтегральна мікросхема попереднього підсилювача, виготовлена в одному технологічному циклі з електродом, розташована на одній підкладці з електродом. Такі електроди мають високі струми витoku, а мала діелектрична постійна SiO_2 не дозволяє створити електроди з високою питомою місткістю. За гібридною технологією можуть бути виготовлені активні електроди з діелектричними плівками з п'ятиокису танталу, на основі різних керамік, а також на основі анодованого алюмінію. Всі ці діелектричні плівки вигідно відрізняються від плівок двоокису кремнію підвищеною діелектричною постійною, а також більшою діелектричною міцністю і стійкістю до дій, що мають місце при контакті з біологічною тканиною. Проведені порівняльні дослідження стандартних хлорсрібних електродів і гібридних активних електродів показали, що в оптимальних умовах реєстрації ЕКГ (гарний контакт шкіра–електрод, відсутність вібрацій, електричних перешкод, рухів пацієнта) активні гібридні

електроди не дають істотного виграшу порівняно із стандартними хлорсрібними електродами. Проте переваги активних електродів повною мірою реалізуються в реальних умовах (недостатня обробка шкіри перед накладенням електрода, руху пацієнта, вібрації і наведення).



- 1 – діелектрик; 2 – шар срібла; 3 – шар паладію; 4 – скляна підкладка;
 5 – тонкоплівкові резистори; 6 – навісний активний елемент;
 7 – провідники та контактні ділянки

Рисунок 1.26 – Ємнісний електрокардіографічний електрод, виготовлений за гібридною технологією

В інтенсивній кардіології використовують оптоелектричну мікросистему, що містить в собі кремнієвий п'єзоелектричний, мембранний сенсор тиску. Для здійснення діагностики стану кровоносних судин розроблені оптоелектричні мікросистеми. Основним елементом такої системи є кремнієвий мікросенсор тиску з'єднаний з світловодом.

1.8 Технології обробки ЕКГ-сигналів

Основними технологіями обробки ЕКГ-сигналів є:

- аналіз ЕКГ-сигналів у часовій області;
- аналіз ЕКГ-сигналів у частотній (спектральній) області з використанням різних базисів функцій;
- синтез ЕКГ-сигналів (у часовій або спектральній області).

Аналіз та моделювання ЕКГ-сигналів у часовій області. В ході аналізу ЕКГ-сигналів у часовій області визначають:

- тривалість кардіоциклу ЕКГ-сигналу (інтервал R-R, T_{RR});
- амплітудно-часові параметри зубців ЕКГ (P, Q, R, S, T, U);
- інтервальні параметри ЕКГ (тривалості інтервалів PQ, ST);
- сегментні параметри (тривалість сегменту PQ, амплітудні відхилення та тривалість сегменту ST).

Наприклад, у табл. 1.3–1.6 наведені амплітудні, часові та сегментні параметри реального ЕКГ-сигналу (рис. 1.27), відповідні параметри у нормі, та відмічені параметри, для яких спостерігається відхилення від норми.

Таблиця 1.3 – Амплітудні параметри ЕКГ сигналу

Тип зубця	№ відведення	За ЕКГ, мВ	Норма, мВ	Відхилення
A _P	II	0	0,1 – 0,25 (1–2,5мм)	–
A _Q	II	0,1	0,15–0,625(1/4R)–(1–6мм)	< норми
A _R	II	0,8	0,6 – 2,5 (6–25мм)	–
A _S	II	0	<0,8 (8мм)	–
A _T	II	0,3	<0,6 (1/8–2/3R)	–
A _U	II	Відсутній	< 0,3 (<3мм)	–

Таблиця 1.4 – Часові параметри ЕКГ сигналу (тривалості зубців ЕКГ)

Тип зубця	№ відведення	За ЕКГ, с	Норма, с	Відхилення
T _P	II	0	0,4–0,1 (2–5мм)	–
T _Q	II	0,02	<0,03 (<1,5мм)	–
T _R	II	0,08	0,03 – 0,05(1,5–2,5мм)	> норми
T _S	II	0	< 0,03 (<1,5мм)	–
T _T	II	0,2	<0,16 (<8 мм)	–
T _U	II	Відсутній	0,06 – 0,16 (3–8мм)	–

Таблиця 1.5 – Інтервальні параметри

Тип інтервалу	№ відведення	За ЕКГ, с	Норма, с	Відхилення
T _{PQ}	II	–	0,12 – 0,2 (6–10мм)	–
T _{QRS}	II	0,12	0,06 – 0,11 (3–5мм)	>норми
T _{QT}	II	0,24	0,35 – 0,42 (17–21мм)	<норми
T _{RR}	II	1,04	0,75–1,0 (37–50 мм)	–

Таблиця 1.6 – Сегментні параметри

Тип сегменту	№ відведення	За ЕКГ, с	Норма, с	Відхилення
C _{PQ}	II	–	0,04–0,1 (2–5мм)	–
C _{ST}	II	0,12	0,02– 0,12 (до 6 мм)	–
ΔC _{ST} , мВ	II	0	0,1 – 0,2 (1–2мм)	–

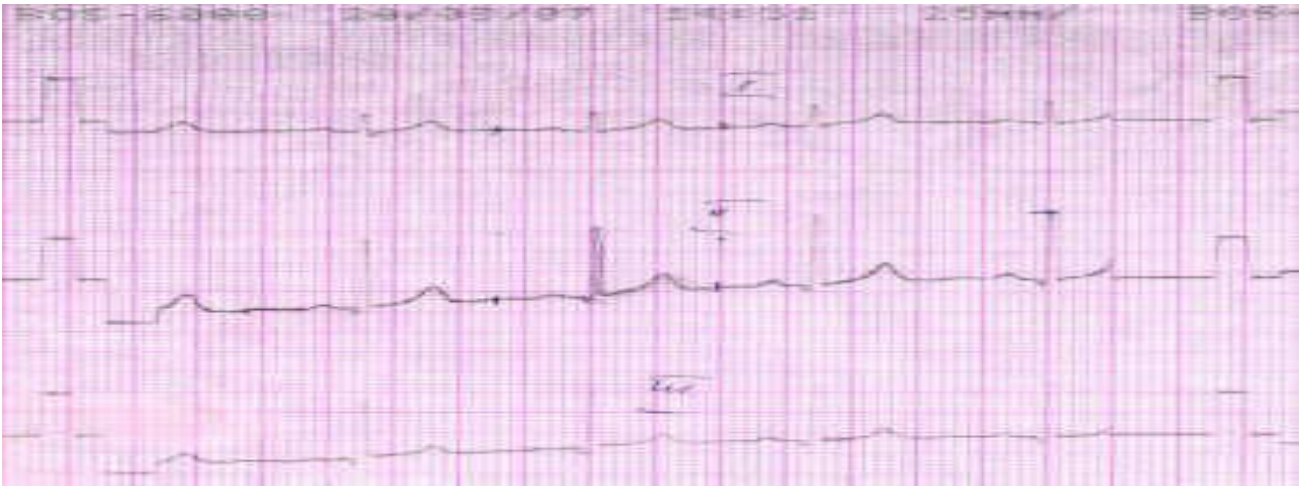


Рисунок 1.27 – Електрокардіограма

Після визначення амплітудно-часових, інтервальних та сегментних параметрів проводять розрахунок частоти серцевих скорочень (ЧСС) та положення електричної осі серця, визначають індексні параметри (індекс Макруза, формула Базетта), тип ритму, його варіабельність (змінність) та інші параметри. На основі отриманих даних проводять порівняльний аналіз ЕКГ-сигналів у різних відведеннях та формують заключення.

Частота серцевих скорочень (ЧСС) розраховується як $ЧСС = 60/T_{RR}$ і порівнюється з нормою (60–80 уд/хв). Наприклад, якщо $T_{RR} = 1,04$ с, то

$$ЧСС = \frac{60}{T_{RR}} = \frac{60}{1,04} = 58 \frac{уд}{хв} < 80 \frac{уд}{хв}$$

Індекс Макруза (у нормі він <2) розраховується за формулою

$$I_M = \frac{T_{PQ}}{C_{PQ}},$$

де T_{PQ} – тривалість інтервалу PQ, C_{PQ} – тривалість сегмента PQ ЕКГ-сигнал. Розрахунок тривалості T_{QT} проводиться за формулою Базетта для $T_{RR} = 1,04$

$$T_{QT} = \frac{T_{QT}(ЕКГ)}{\sqrt{T_{RR}}} = \frac{0,24}{\sqrt{1,04}} = 0,23 \leq 0,42 \text{ – норма.}$$

Для розрахунку положення електричної осі серця визначають сумарну амплітуду QRS-комплексу у стандартних відведеннях A_{QRS} (алгебраїчна сума амплітудних значень зубців Q, R, S) розраховують кут нахилу електричної осі серця α . Наприклад, для ЕКГ (рис. 1.27):

$A_{QRS I} = 0,5 \text{ мВ} = 5 \text{ мм}$ – значення $A_{QRS I}$ у першому відведенні;

$A_{QRS II} = 1,25 \text{ мВ} = 12,5 \text{ мм}$ – значення $A_{QRS II}$ у другому відведенні;

$A_{QRS III} = 0,6 \text{ мВ} = 6 \text{ мм}$ – значення $A_{QRS III}$ у третьому відведенні;

Визначення тангенс у нахилу електричної осі серця:

$$tg \alpha = ctg\left(\frac{\pi}{3}\right) + \frac{A_{QRSIII}}{A_{QRSI} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{3}\right)}$$

$$tg \alpha = 1,963$$

$$\alpha = 180 \frac{\arctg(tg \alpha)}{\pi}$$

$$\alpha = 63,004^{\circ}$$

Якщо амплітуда зубця R (A_R) суттєво більше амплітуд зубців Q (A_Q), S (A_S), то для оцінки положення електричної осі серця можна використовувати тільки значення A_R . Наприклад,

$A_{RI} = 0,5 \text{ мВ} = 5 \text{ мм}$ – значення A_{RI} у першому відведенні;

$A_{RII} = 1,5 \text{ мВ} = 15 \text{ мм}$ – значення A_{RII} у другому відведенні;

$A_{RIII} = 0,9 \text{ мВ} = 9 \text{ мм}$ – значення A_{RIII} у третьому відведенні.

У даному прикладі кут $\alpha=63>60$, тому можна зробити висновок, що електрична вісь серця займає нормальне вертикальне положення.

На рис. 1.28 показано положення вектора електричної осі серця A_{QRS} у шестивісьовій системі координат.

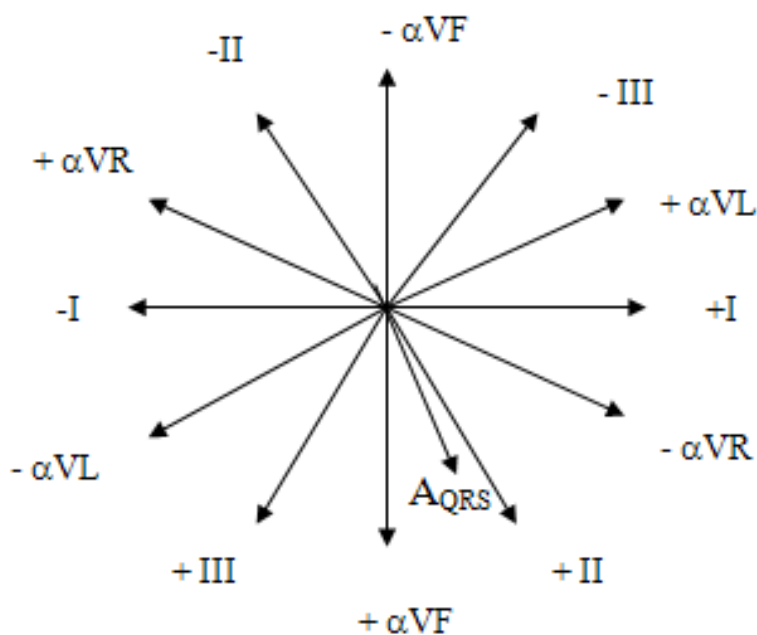


Рисунок 1.28 – Положення вектора електричної осі серця A_{QRS} у шестивісьовій системі координат

Для проведення аналізу цифровими методами досліджуваний електрокардіографічний сигнал може бути поданий у вигляді масиву відліків реальної ЕКГ, або у вигляді ЕКГ-моделі.

Моделювання алгоритмів аналізу ЕКГ-сигналів можна проводити з використанням пакетів програм математичного та науково-технічного призначення (MathCAD, MATLAB), які дозволяють проводити математичні розрахунки різної складності та відображати результати у графічному вигляді. В ході моделювання можна застосовувати імітаційний метод формування масиву за відліками реального ЕКГ-сигналу, інтервальний метод синтезу кардіосигналів у часовій області, спектральний метод формування масиву ЕКГ-відліків на основі застосування зворотних швидких спектральних перетворень сигналів у різних базисах функцій.

У додатку наведений приклад практичної роботи, у якій проводиться аналіз реального ЕКГ сигналу у часовій області імітаційним методом з використанням пакета програм MATHCAD.

Аналіз ЕКГ-сигналів у частотній області. Аналіз ЕКГ-сигналів у частотній області проводять для оцінки варіабельності серцевого ритму та детального аналізу ЕКГ (наприклад, у системах аналізу ЕКГ високого розрізнення).

Такий аналіз передбачає визначення спектральних складових ЕКГ-сигналу в одному з ортогональних базисів функцій (Фур'є, Уолша, Хаара та ін.) з використанням алгоритмів швидких спектральних перетворень сигналів.

При традиційних медичних методах аналізу ЕКГ та реосигналів дослідження тривалості кардіоциклів визначаються з точністю до 10 мс. Однак, під час тривалого спостереження за пацієнтами інформативними ознаками є зміни у межах одиниць мс. До зменшення інформативності кардіо- та реосигналів призводить також наявність шумових компонент та артефактів, що виникають під час їхньої реєстрації. Для досягнення високої точності вимірювання амплітудних, часових та інтервальних параметрів кардіосигналів застосовують різні підходи та методи аналізу ЕКГ:

- метод другої похідної – для точного визначення положення зубців ЕКГ;
- об'єднаний метод другої похідної та фільтрації сигналів – для зменшення шумів, які спотворюють форму ЕКГ-сигналів;
- метод максимуму функції правдоподібності – для параметричного завдання форми сигналу;
- метод фільтрації Калмана – для точної оцінки параметрів сигналу;
- метод сплайн-апроксимацій – для перетворення відлікових точок у гладкий графік;
- метод максимуму залишкового квадрату – для точного визначення початку імпульсів.

Для точного визначення часових параметрів реографічних (РЕО) сигналів застосовують метод корекції фазових спотворень реосигналів. Перспективними методами підвищення інформативності аналізу біосигналів, що характеризують стан серцево-судинної системи є методи спектрального аналізу таких сигналів у різних ортогональних базисах функцій. Метод спектрального аналізу кардіосигналів й реограм дозволяє виявляти навіть незначні зміни амплітудних та часових параметрів таких сигналів за рахунок дослідження змін відповідних спектральних коефіцієнтів. Цей метод також дає можливість у спектральній області провести корекцію кардіосигналів за рахунок зменшення шумових компонент, що спотворюють ЕКГ-сигнали під час реєстрації.

Методи та засоби синтезу ЕКГ-сигналів. Синтез біомедичних сигналів (БМС) можна проводити у спектральній (частотній) або часовій області. Методи синтезу у спектральній області дозволяють найбільш точно відтворити сигнал, але потребують значних обчислювальних затрат. Методи синтезу у часовій області використовують для формування біосигналів, що характеризують стан серцево-судинної та зорової систем, а методи спектрального синтезу використовують в імітаторах біопотенціалів мозку, для синтезу електроміограм (ЕМГ) та електрогастрограм (ЕГГ).

В ході синтезу біомедичних сигналів у часовій області сигнали (наприклад, кардіосигнали – КС) формуються на окремих часових ділянках шляхом послідовного формування зубців, сегментів та інтервалів на періоді кардіоциклу. Такий підхід надає можливість легко змінювати форму та тривалість окремих елементів КС і формувати сигнали необхідного типу із заданими параметрами (з урахуванням змін КС при патології).

На рис. 1.29 наведена розрахункова модель КС. Вихідними даними є амплітудні (P, Q, R, S, T, U), часові (tP, tQ, tR, tS, tT, tU), інтервальні (0P, PQ, T0) та сегментні (ST) параметри КС, які задаються. На їхній основі розраховуються межі інтервалів k_1-k_{10} за яких проводитиметься синтез кардіосигналу. $k_i = T_e/dt + k_{i-1}$, де T_e – тривалість елемента ЕКС, $dt = 0.02$ с при $V = 50$ mm/c – роздільна здатність стандартних електрокардіографів, $k_0 = 0$, T_0 – період кардіоциклу.

Під час формування зубців та інтервалів можна вибрати різні закони зміни функцій: тригонометричні, квадратичні (апроксимація параболічними функціями), лінійні або поліноміальні. На початковому етапі для синтезу ЕКС стандартної форми (еталон) доцільно проводити апроксимацію зубців Р і Т відрізками синусоїди, а для інших елементів ЕКС використовувати лінійні

функції. У такому випадку розрахунок значень ЕКС X_i інтервалі tP (зубець P) проводиться за формулою:

$$X_i := P \left[\frac{\pi}{(k_2 - k_1)} (i - k_1) \right] \quad k_1 < i \leq k$$

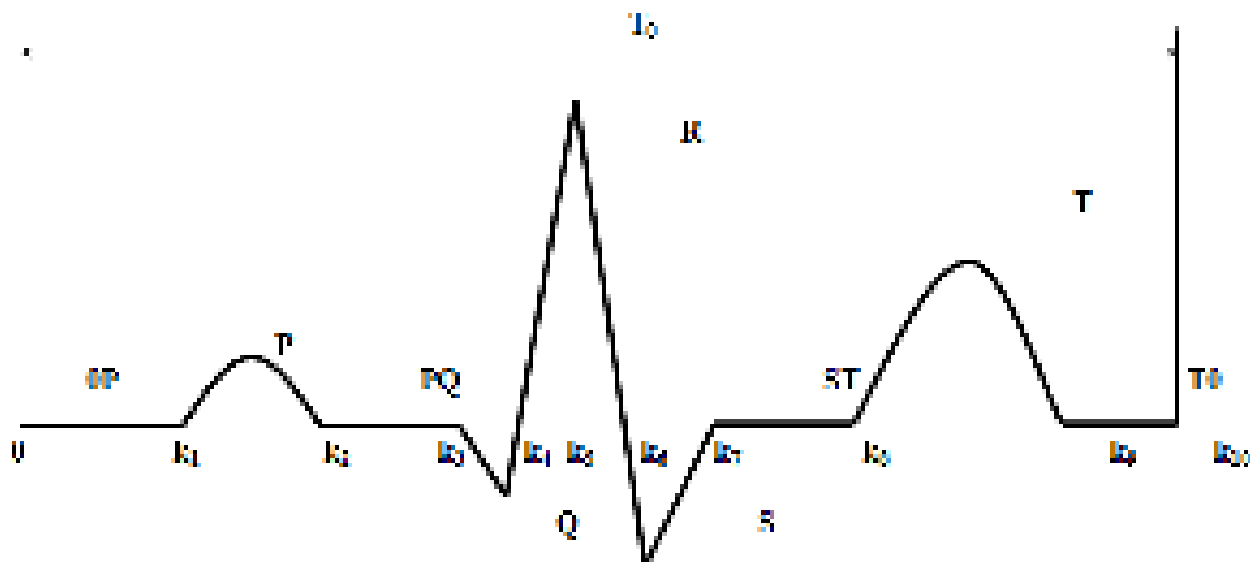


Рисунок 1.29 – Розрахункова модель ЕКГ

Зубець P може бути також загострений, двофазний або у вигляді плато (залежно від патології). Змінюючи закон формування зубця P на інтервалі tP можна проводити синтез ЕКС відповідного типу. Аналогічно на інтервалі $k_8 - k_9$ формується зубець T , де P , T – амплітудні значення відповідних зубців.

У ході формування зубців Q , R , S можна використовувати лінійні закони апроксимації функції з відповідними знаками для наростаючої та спадаючої частин зубців:

$$x_i := \frac{Q}{(k_4 - k_3)} (i - k_3); \quad x_i := \frac{R}{(k_5 - k_4)} (i - k_4); \quad x_i := \frac{Q}{(k_6 - k_5)} (i - k_5).$$

Розрахунок значень ЕКГ на інтервалах PQ , ST , $T0$ проводиться з урахуванням закону зміни функції на цих інтервалах. На початковому етапі (еталон) приймаємо, що на інтервалах $k_0 - k_1$, $k_2 - k_3$, $k_7 - k_8$, $k_9 - k_{10}$ $x_i = 0$.

Згідно з алгоритмом, у якому використовуються лінійна та квадратична інтерполяція ділянок ЕКГ, сигнал задається у вигляді послідовності відрізків і частин парабол (елементи ЕКГ). Початок кардіоциклу вибирається в момент першого відхилення ЕКС від ізоелектричної лінії. Кожний елемент ЕКС кодується 6-ма параметрами $a_1, b_1, x_1, y_1, x_{i+1}, y_{i+1}$. Параметри $x_1, y_1, x_{i+1}, y_{i+1}$ задають початкову і кінцеву координати елемента ЕКС, a_1, b_1 – координати екстремуму елемента параболі. На етапі формування лінійного відрізка $a_1 = b_1$.

Рівняння елементів ЕКГ задаються у такому вигляді:

для параболи

$$y = \frac{y_i - a_i}{(x_i - b_i)^2} (x - b_i)^2 + a_i;$$

для лінійного відрізка

$$y = y_i + \frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i} (x - x_i).$$

Для розрахунку параметрів кожного елемента ЕКГ можна задавати значення початкових та кінцевих координат зубців, визначати координати екстремумів параболи та формувати триплети ЕКС. У даному випадку програмним шляхом автоматично визначаються ділянки інтерполяції і обчислюються масиви параметрів $a_i, b_i, x_i, y_i, x_{i+1}, y_{i+1}$. Для того, щоб не було ефекту різкого переходу між сусідніми елементами ЕКГ, після цифро-аналогового перетворення передбачалась аналогова фільтрація сигналів за допомогою фільтрів Беселя 3-го порядку з частотою зрізу 70 Гц. Ефективність даних алгоритмів синтезу ЕКГ порівняно з методом безпосереднього відтворення дискретних значень реальних ЕКГ зростає за рахунок того, що зменшується об'єм пам'яті, який необхідний для збереження одного кардіоциклу ЕКГ. На рис. 1.30 показано вигляд ЕКГ, синтезованих з використанням елементів парабол.

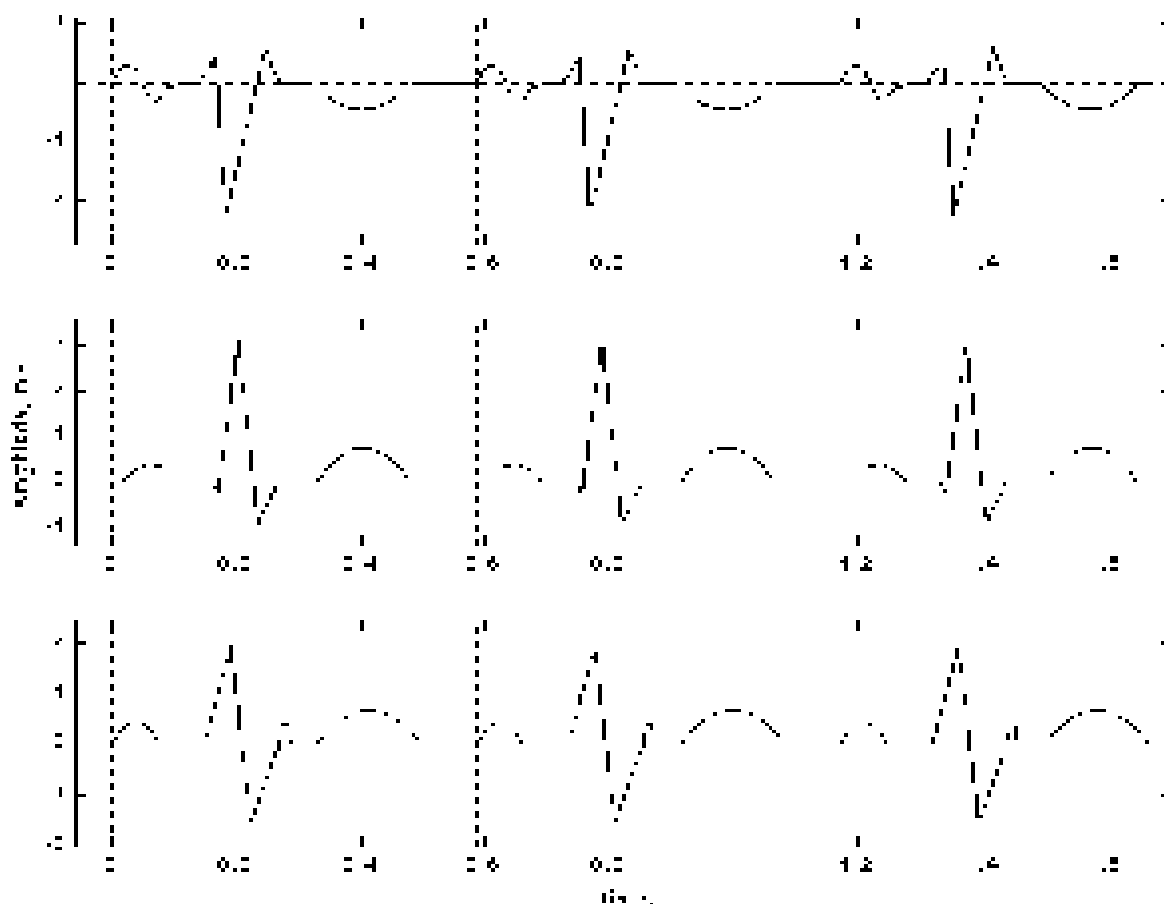
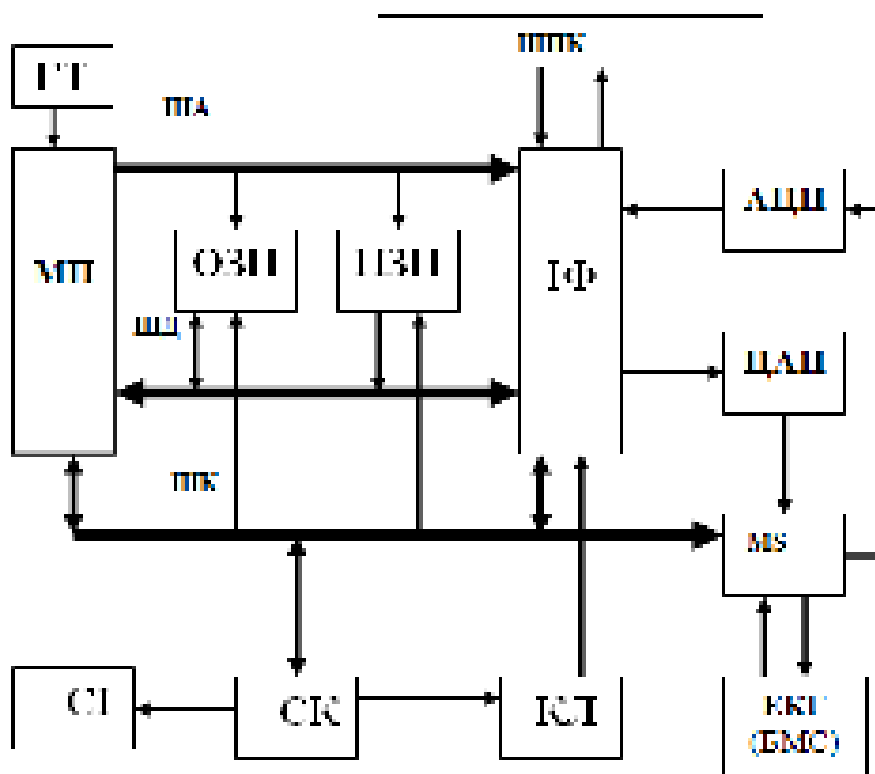


Рисунок 1.30 – Приклади синтезованих ЕКС

Розглянуті методи синтезу ЕКГ можна використовувати для проектування цифрових генераторів сигналів спеціальної форми. Структурна організація таких систем передбачає в своєму складі мікропроцесор (мікроконтролер), схеми пам'яті, інтерфейсні схеми, АЦП та ЦАП, а також логічні схеми для керування та синхронізації роботи системи. У пам'ять системи записуються значення відліків ЕКГ, або значення параметрів, які згідно з алгоритмом використовуються для розрахунку відліків. Запис та читання у пам'ять здійснюється за допомогою мікропроцесора (мікроконтролера), який також проводить обчислення дискретних значень тестових сигналів і вивід сформованих кодів у регістри ЦАП. За допомогою спеціальної програми можна змінювати форму сигналів на окремих інтервалах кардіоциклу. Аналогова частина може містити НЧ фільтри та блок пасивних атенюаторів.

На рис. 1.31 наведена структурна схема мікропроцесорної системи для формування біомедичних сигналів різного типу.



- ГТ – генератор тактових імпульсів; МП – мікропроцесор;
 ША – шина адрес МП; ШД – шина даних МП; ШК – шина керування МП;
 ОЗП, ПЗП – схеми пам'яті; ІФ – інтерфейсні схеми; ШПК – шини ПК;
 АЦП, ЦАП – схеми аналого-цифрового та цифро-аналогового перетворення;
 КЛ – клавіатура; СІ – схеми індикації; MS – мультиплексор;
 ЕКГ (БМС) – прилад для реєстрації та аналізу БМС

Рисунок 1.31 – Структурна схема формування БМС

Для синтезу ЕКС можна використовувати різні алгоритми і схеми на їхній основі. Вибір методу синтезу обумовлюється вимогами до точності відтворення сигналів, можливістю внесення змін програмним шляхом, обчислювальними та апаратними затратами на реалізацію. Для задач формування біомедичних сигналів заданого типу для проведення перевірки та тестування медичних приладів, а також для навчання персоналу та студентів доцільно використовувати прості методи синтезу ЕКС у часовій області, які дозволяють проводити формування БМС на окремих інтервалах з урахуванням змін, які спотворюють сигнали за наявності патологій різного генезу.

Схемотехнічну реалізацію генераторів – синтезаторів сигналів на основі розглянутих алгоритмів можна проводити на базі мікропроцесорних систем з цифровою пам'яттю і схемами АЦП і ЦАП. У таких системах можна програмним шляхом забезпечити роботу в режимах аналізу/синтезу сигналів, змінювати параметри синтезу на окремих інтервалах згідно з програмою і формувати БМС різного типу. Простота алгоритму синтезу у часовій області дозволяє зменшити об'єм цифрової пам'яті та інші апаратні затрати під час проектування генераторів.

1.9 Реосигнали та їхні параметри

Механізм формування реографічних сигналів (РЕО). *Реографія* – метод, що застосовується для дослідження стану судин, в основі якого лежить принцип реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку із зміною кровонаповнення судин. Чим більший приток крові до тканин, тим менший їх опір. Для отримання реограми через тіло пацієнта пропускають змінний струм з частотою $F=50-100$ КГц та амплітудою до $A=10$ мкА, що створюється спеціальним генератором, та досліджують імпульсні коливання електричного опору.

Залежно від задачі змінюється зона дослідження і, відповідно, місце накладення електродів. Тому розрізняють реографію легенів (реопульманографія), судин мозку (реоенцефалографія), судин кінцівок (реовазографія) тощо.

Детальніше уявлення про імпульсні коливання електричного опору одержують при співвідношенні базового опору досліджуваної ділянки. Повний імпеданс (опір) складається з двох величин. Це постійний або базовий імпеданс, обумовлений загальним кровонаповненням тканин і їх опором, і змінний, або імпульсний імпеданс, викликаний коливаннями кровонаповнення під час серцевого циклу. Величина імпульсного імпедансу дуже мала і складає не

більш 0,5% загального імпедансу. Разом з тим імпульсний імпеданс складає об'єкт вивчення для реографії.

Реограма – це крива, що відображає імпульсні коливання електричного опору. На рис. 1.32 наведено вигляд реограми у нормі. Зі збільшенням кровонаповнення має місце зростання амплітуди кривої і навпаки, іншими словами, реєструється динаміка імпедансу в зворотній полярності. На реограмі (рис. 1.32) розрізняють систолічну і діастолічну частини. Перша обумовлена притоком крові, друга пов'язана з венозним відтоком.

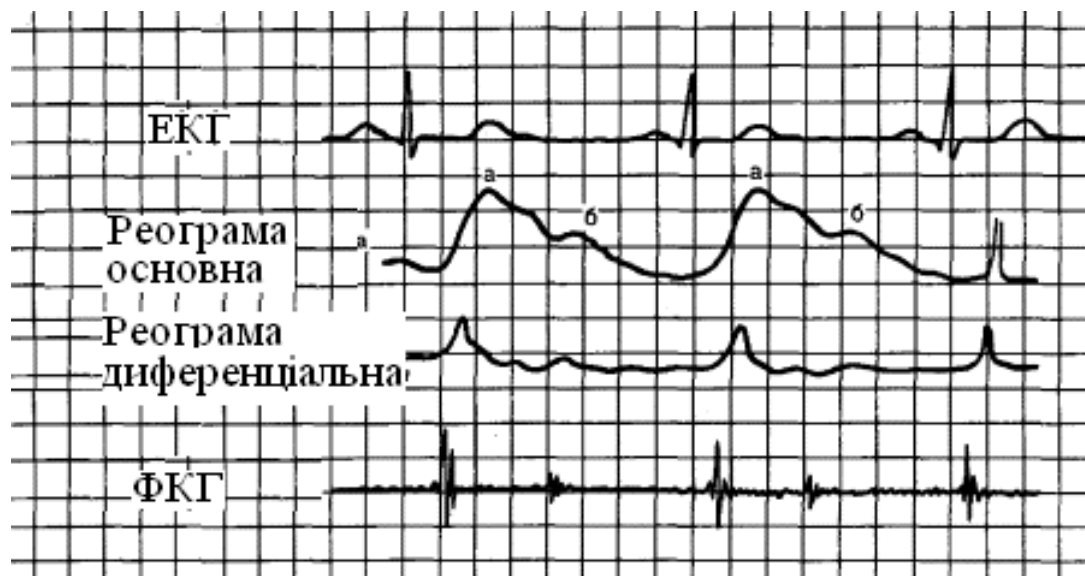


Рисунок 1.32 – Нормальна реограма

Реограма розглядається з позиції двокомпонентної моделі її формування. Дві компоненти реограми – артеріальна і венозна – відображають відповідно імпульсні коливання об'ємного кровонаповнення артеріального і венозного відділів судинного русла досліджуваної області.

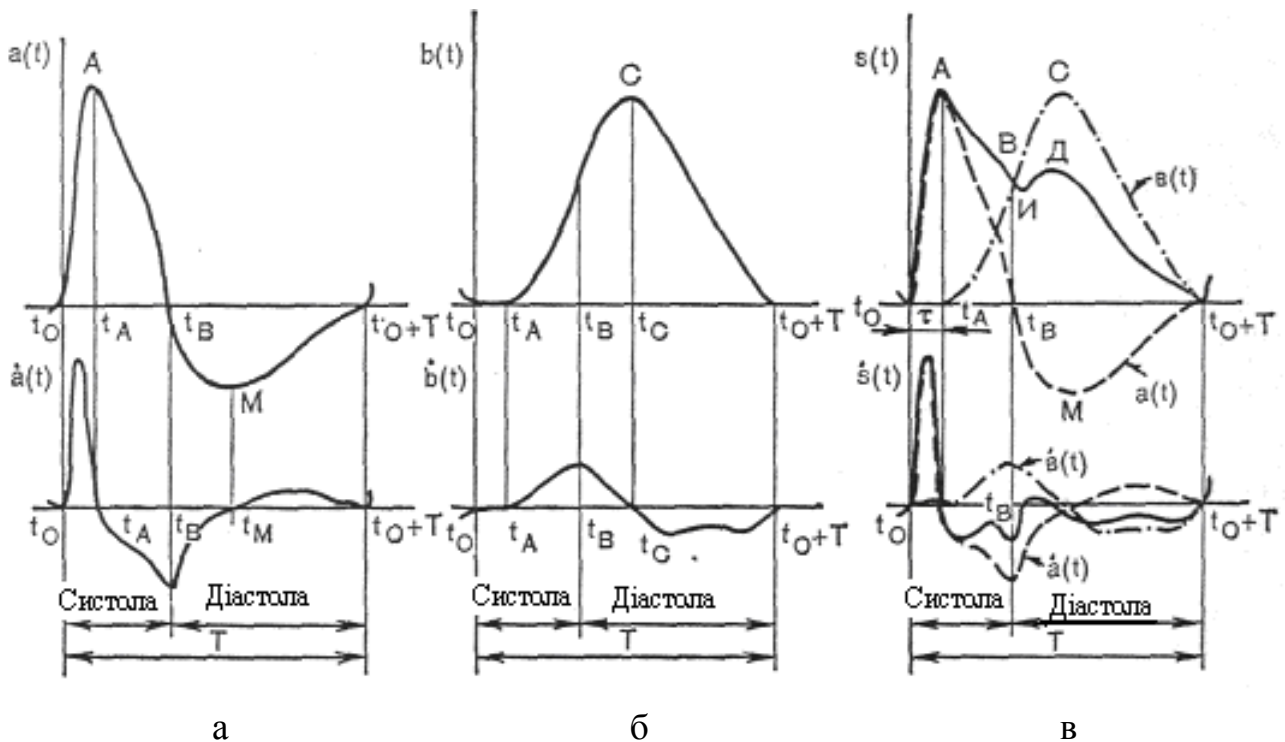
Двокомпонентна модель біосигналів імпульсного кровонаповнення є наслідком двофазної структури серцевого викиду. Першій (позитивній) фазі відповідає систолічний викид крові з шлуночків серця, що породжує в судинній системі хвилю збільшення кровонаповнення (і тиску), що розповсюджується в прямому напрямі, тобто від серця через відділ високого тиску, судини периферичного судинного опору у венозний відділ. Другій (негативній) фазі серцевого викиду відповідає активне діастолічне наповнення шлуночків серця, яке породжує в судинній системі хвилю пониження кровонаповнення (і тиску), що розповсюджується у зворотному напрямі, тобто від серця через відділ низького тиску, судини периферичного судинного опору у відділ високого тиску.

В результаті такої діяльності серця в артеріальному і венозному відділах системи кровообігу виникають і підтримуються імпульсні коливання кровонаповнення (і тиску), форма яких показана на рис. 1.33. На рис. 1.33, а наведено артеріальну пульсацію $a(t)$ – вверху і її першу похідну за часом $a'(t)$ – внизу. На осі абсцис відкладений час t у секундах, T – час кардіоциклу. На рис. 1.33, б показано венозну пульсацію $b(t)$ – вверху і її першу похідну за часом $b'(t)$ – внизу. На рис. 1.33, в наведено схеми підсумовування компонент реограми – вгорі і їх перших похідних за часом – внизу; артеріальна компонента $a(t)$ і її перша похідна $a'(t)$ – позначені пунктирною лінією, венозна компонента $b(t)$ і її похідна $b'(t)$ – штрихпунктирною лінією, реограма $s(t)$ і диференціальна реограма $s'(t)$ – суцільною лінією. Пульсація $a(t)$ і $b(t)$ відображають коливання об'єму артеріального і венозного відділів судинного русла, їх перші похідні (за часом) $a'(t)$ і $b'(t)$ – відповідно переважаючі потоки крові в артеріальне і венозне русло.

Артеріальна пульсація $a(t)$ (рис. 1.33, а) – хвиля, що формується з двох напівхвиль: позитивної і негативної (відносно ізолінії). Позитивна напівхвиля відповідає фазі, систоли кардіоциклу, негативна – фазі діастоли. Аналізуючи потік крові в артеріальному руслі $a(t)$, слід виділити три фази його зміни під час кардіоциклу. Перша (позитивна) фаза – ділянка t_0, t_A – характеризується високою швидкістю наростання і майже такою ж швидкістю спадання. Цю фазу прийнято пов'язувати з притоком крові в артеріальне русло внаслідок систолічного викиду крові, з шлуночків серця. В результаті переважання притоку крові на ділянці t_0, t_A артеріальна пульсація досягає амплітуди A . Друга (негативна) фаза – ділянка t_A, t_M – відображає спорожнення артеріального русла у зв'язку з переміщенням крові через зону периферичного судинного опору у венозне русло. При цьому монотонне спочатку спадання $a(t)$ змінюється різким збільшенням негативного потоку $a(t)$ в околі точки t_B . У зв'язку з тим що точка t_B приблизно співпадає з початком діастолічної фази кардіоциклу, падіння $a(t)$ в її околі пояснюється стрімким рухом крові у напрямі серця при активному діастолічному наповненні шлуночків (у фазі швидкого наповнення). Цей процес починається дещо раніше, так що в точці t_B артеріальна пульсація вже перетинає ізолінію. Спадання $a(t)$ на ділянці t_B, t_M відбувається нижче за ізолінією. Мінімальне значення $a(t)=a(t_M)=M$. Третя фаза потоку $a(t)$ – ділянка t_M, t_0+T – характеризується переважанням притоку в артеріальне русло досліджуваної області з аорти (легеневого стовбура) і магістральних артерій, тобто з області вищого тиску. Це відбувається на фоні зниження швидкості діастолічного збільшення об'єму шлуночків серця,

відповідного фази їх повільного наповнення. Так, до кінця кардіоциклу кровонаповнення артеріального русла відновлюється до початкового.

Венозна пульсація – $b(t)$ (рис.1.33, б) – формується однією позитивною напівхвилею, початок якої запізнюється по відношенню до початку артеріальної пульсації на час τ близько 0,08 с. Як видно з рис. 1.33, в, початок венозної пульсації припадає приблизно на максимальне значення (амплітуду А) артеріальної пульсації. Протягом часу τ відбувається переміщення пульсової хвилі крові по судинах периферичного судинного опору.



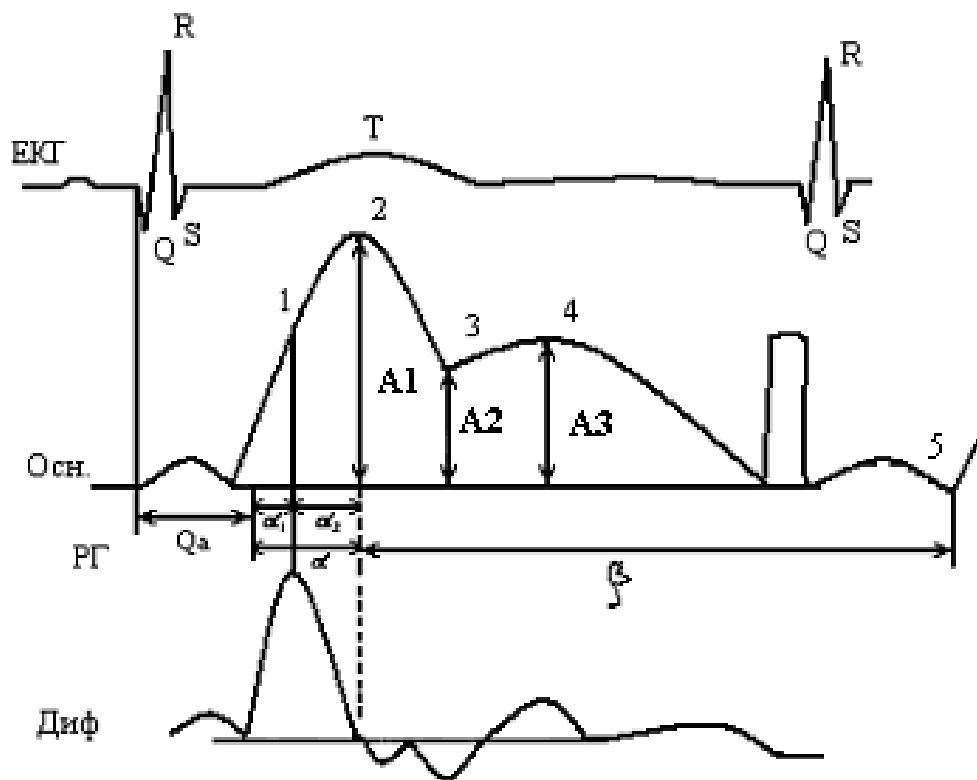
а – артеріальна пульсація; б – венозна пульсація;
в – схема сумування артеріальної і венозної компонент РЕО

Рисунок 1.33 – Схема механізму формування РЕО-сигналів

Венозна пульсація $a(t)$ описується двома фазами притоку крові у венозне русло $b(t)$. Перша (позитивна) фаза – ділянка t_A, t_C (рис. 1.33, б) – відображає переважання притоку крові у венозне русло з відділу високого тиску (через периферичний судинний опір). Не дивлячись на те, що в точці t_B ($t_A < t_B < t_C$) починається діастолічне наповнення шлуночків серця, що спорожняє венозне русло, ще до точки t_C приток крові продовжує перевищувати відтік у серці через магістральні вени, тому наростання $b(t)$ продовжується, до амплітуди С. З точки t_C починається друга (негативна) фаза потоку $b(t)$, яка нормально закінчується до кінця кардіоциклу t_0+T . Протягом цієї фази відбувається повернення кровонаповнення венозного русла до початкового (діастолічного)

за рахунок відтоку крові в серці. Спадання $b(t)$ значною мірою визначається потужністю активного діастолічного наповнення шлуночків серця, а також місцевими судинними умовами повернення крові в серце. У зв'язку з цим в умовах ускладнення венозного відтоку остаточне спадання $b(t)$ (до початкового значення) може відбуватися вже під час систолічної фази наступного кардіоциклу.

Основні параметри РЕО-сигналів у нормі. Стан серцево-судинної системи значною мірою залежить від віку людини, що знаходить відповідне відображення на реографічних кривих. Показники реограм у різних вікових групах істотно відрізняються, що свідчить про різний функціональний і структурний стан судин, у тому числі і судин головного мозку. Природні вікові зміни серцево-судинної системи мають враховуватися в ході оцінювання реографічних кривих. Схема аналізу реосигналу наведена на рис. 1.34.



1 – точка проєкції піку першої похідної; 2 – вершина хвилі;
 3 – інцизура (западина); 4 – додаткова (декротична) хвиля; 5 – кінець хвилі
 (і початок наступної); α – час наростаючої частини хвилі; β – час спадаючої
 частини хвилі; α_1 – час швидкого кровонаповнення; α_2 – час повільного
 кровонаповнення; $Q-\alpha$ – час розповсюдження хвилі (від серця до зони
 реєстрації РЕО); A_1 – амплітуда хвилі; A_2 – амплітуда на рівні інцизури;
 A_3 – амплітуда на рівні декротичного зубця

Рисунок 1.34 – Схема аналізу хвилі РЕО:

Під час аналізу реограм визначають такі параметри:

- реографічний індекс;
- час наростаючої частини реографічної хвилі α (час швидкого та повільного кровонаповнення судин);
- час спадаючої частини хвилі (β);
- відношення тривалості наростаючої частини хвилі до тривалості всієї хвилі – $\alpha/(\alpha + \beta)$ або α/T (%);
- час розповсюдження (запізнювання) реографічної хвилі;
- дикротичний індекс;
- діастолічний індекс;
- коефіцієнт асиметрії (КА);
- максимальна швидкість швидкого наповнення ($V_{\text{макс}}$, Ом/с);
- середня швидкість повільного кровонаповнення ($V_{\text{ср}}$, Ом/с).

Реографічний індекс (PI) є найважливішим показником, що дозволяє визначити відносну величину імпульсного кровонаповнення в ділянці судинного русла, що досліджується. Існує пряма залежність між рівнем імпульсного кровонаповнення і величиною амплітуди реографічних хвиль. Лінійної залежності між цими величинами немає, але є чітка тенденція: чим більша величина імпульсного кровонаповнення в якій-небудь ділянці судинного русла, тим вища амплітуда реографічних хвиль цього ж відрізка судинної системи, а падіння величини імпульсного кровонаповнення, навпаки, призводить до зменшення амплітуди реограм.

Амплітудою реографічної хвилі називається максимальна відстань від її основи до вершини, якщо реограма нормальна або вершина чітко виявляється.

Реографічний індекс (PI, або i) – відношення величини амплітуди реографічної хвилі до величини стандартного калібрувального сигналу. Звичайно використовують калібрувальний сигнал 0,1 Ом; можна задавати й інші його значення (0,05; 0,2; 0,5 Ом). PI оцінюють у відносних одиницях або долях Ома. Середня величина його для дорослих здорових людей дорівнює $0,15 \pm 0,02$ Ом у відведенні F–M і $0,1 \pm 0,01$ Ом у відведенні O–M. Величина PI коливається в межах від 0,1 до 0,3 Ом; от 0,1 до 0,27 Ом для F–M і 0,07–0,12 Ом для відведення O–M.

Час наростаючої частини реографічної хвилі α – важливий і найбільш стабільний показник реограми, що відображає період повного розкриття судини і дає чітку інформацію про стан судинної стінки. Визначається від початку реографічної хвилі до дійсної вершини. Чим еластичніша судинна стінка, тим

швидше розкривається вона під дією крові, що притікає в дану ділянку судинної системи. У дорослих здорових людей час зростаючої частини хвилі дорівнює $0,1 \pm 0,01$ с.

Показник α чітко залежить від віку. У дітей з еластичнішою і податливішою судинною стінкою цей показник менший. У літніх людей, у яких судинна стінка стає більш ригідною і потрібно більше часу на повне розкриття судини, цей показник зростає до $0,12-0,2$ с.

Час наростаючої частини хвилі можна розділити на дві складові: а) час швидкого кровонаповнення; б) час повільного кровонаповнення. Для достовірного визначення цих показників слід використовувати першу похідну: пік першої похідної ділить час наростаючої частини на ці два періоди – α_1 і α_2 (рис. 1.34). Час швидкого кровонаповнення – чинник, залежний безпосередньо від серцевої діяльності; його тривалість обумовлюється ударним об'ємом серця і прямо залежить від модуля пружності стінок великих судин досліджуваної ділянки.

Час повільного кровонаповнення значно менше залежить від серцевих чинників; його величина більшою мірою обумовлена тонічними властивостями судинної стінки. У нормі ці два періоди приблизно рівні між собою. З підвищенням тонусу і зниженням еластичності судинної стінки відбувається зміна цього співвідношення у бік збільшення часу повільного кровонаповнення.

Час спадаючої частини хвилі (β) – від вершини хвилі до її кінця. Цей показник не має самостійного значення, оскільки його величина залежить в першу чергу від частоти серцевих скорочень, які змінюються в процесі обстеження.

Відношення тривалості наростаючої частини хвилі до тривалості всієї хвилі $-\alpha/(\alpha + \beta)$ або α/T вимірюється у відсотках. Цей показник дає додаткові відомості про тонус судинної стінки, особливо під час спостереження за хворими в динаміці. Він рівний $15\%-18\%$. При підвищенні тонічної напруги судин цей показник збільшується і навпаки.

Час розповсюдження (запізнення) реографічної хвилі – час від зубця Q на ЕКГ, яка синхронно записана з реограмою, до початку чергової реографічної хвилі. Цей показник позначається Q- α і характеризує сумарний стан судин, їх тонічний стан (модуль пружності) на відрізку від серця до досліджуваної ділянки. У нормі для судин голови (відведення F–M) цей показник рівний $0,183$ с зліва і $0,192$ с справа. З підвищенням судинного тонусу час розповсюдження хвилі зменшується, іноді до $0,1$ с, а при пониженні тонусу – дещо збільшується.

Декротичний індекс – відношення величини амплітуди реографічної хвилі на рівні інцизури до максимальної амплітуди – виражається у відсотках і відображає переважно тонус артеріол. Його значення в нормі коливається від 40 до 70% і залежить від стану периферичного судинного опору.

Діастолічний індекс – відношення величини амплітуди на рівні декротичного зубця до максимальної амплітуди реографічної хвилі. Визначається у відсотках. Відображає переважно стан відтоку крові з артерій у вени і тонус вен і дорівнює приблизно 75%.

Коефіцієнт асиметрії (КА) обчислюється за формулою:

$$КА = \frac{A_{\sigma} - A_M}{A_M} \cdot 100\%,$$

де A_{σ} – амплітуда реограми на стороні, РІ більше;

A_M – амплітуда реограми на стороні, РІ менше.

Його максимальне значення в нормі не має перевищувати 10%.

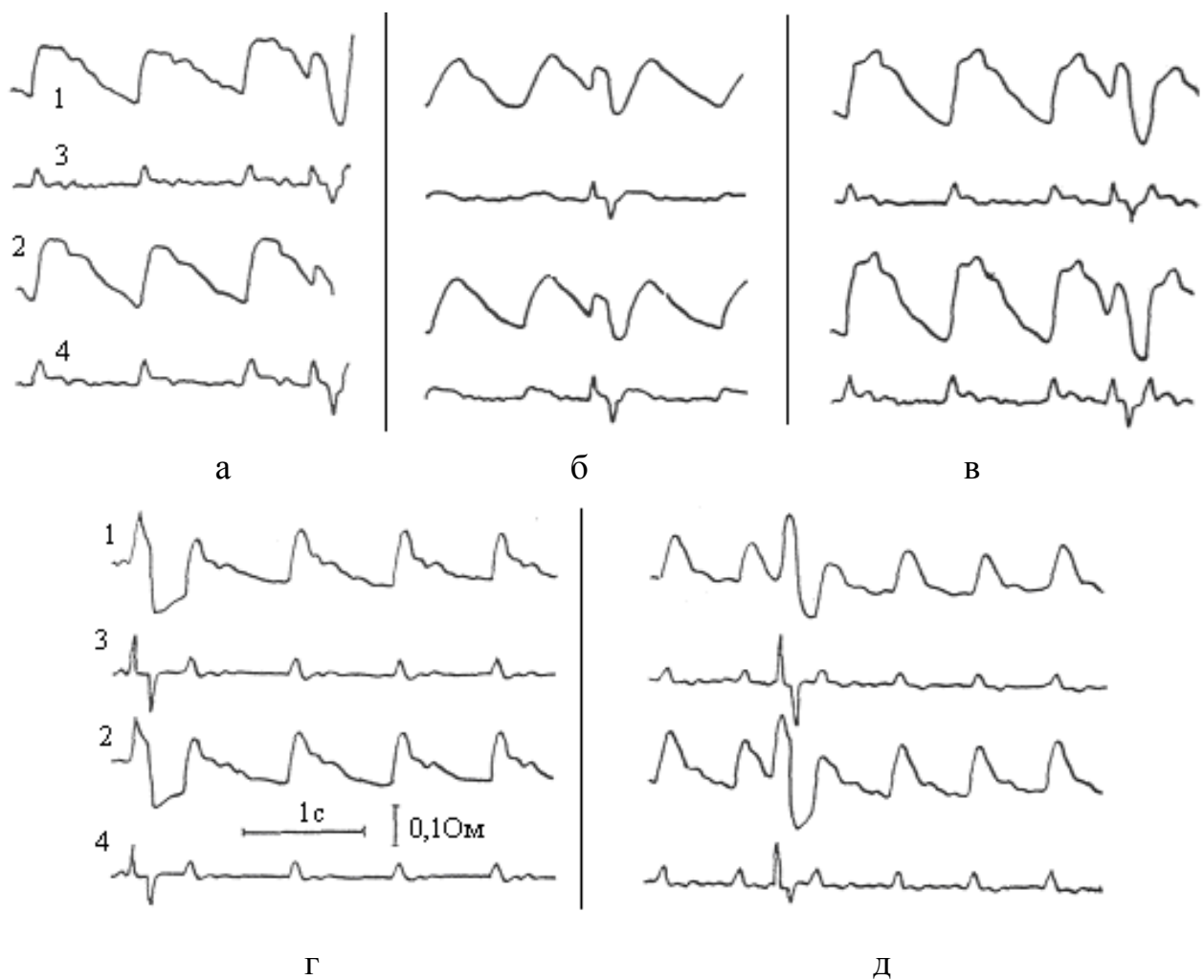
Максимальна швидкість швидкого наповнення (V_{\max} , Ом/с) – відношення величини амплітуди швидкого наповнення (в омах) до тривалості цього періоду (у секундах) – характеризує наповнення великих артеріальних судин.

Середня швидкість повільного кровонаповнення ($V_{\text{ср}}$, Ом/с) – відношення величини амплітуди повільного наповнення (в омах) до тривалості цього періоду (в секундах) – характеризує наповнення середніх і дрібних артеріальних стовбурів.

Зміни форми РЕО-сигналів та формування комплексів РЕО-ознак за різних функціональних та патологічних станів організму. За різною судинною патологією змінюються конфігурація і кут нахилу наростаючої частини або спадаючої, або обох частин реографічної хвилі; форма і місцезнаходження вершини, вираженість і місцезнаходження додаткових хвиль на спадаючій частині та ін. Різні варіанти зміни судинного тону показані на рис. 1.35.

Останнє є інформативною ознакою стану судинного тону. З підвищенням тону судинної стінки додаткова хвиля на спадаючій частині зміщується до вершини хвилі, а вираженість інцезури зменшується. З пониженням тону відбувається зворотне явище – різке збільшення вираженості додаткової хвилі і зсув її до ізолінії.

На наростаючій і на спадаючій частині реографічної хвилі можуть з'являтися нові додаткові хвилі і елементи взаємовідношення частин хвилі можуть різко мінятися, внаслідок чого її конфігурація істотно змінюється порівняно з нормою.



1 – РЕО правої півкулі; 2 – РЕО лівої півкулі;

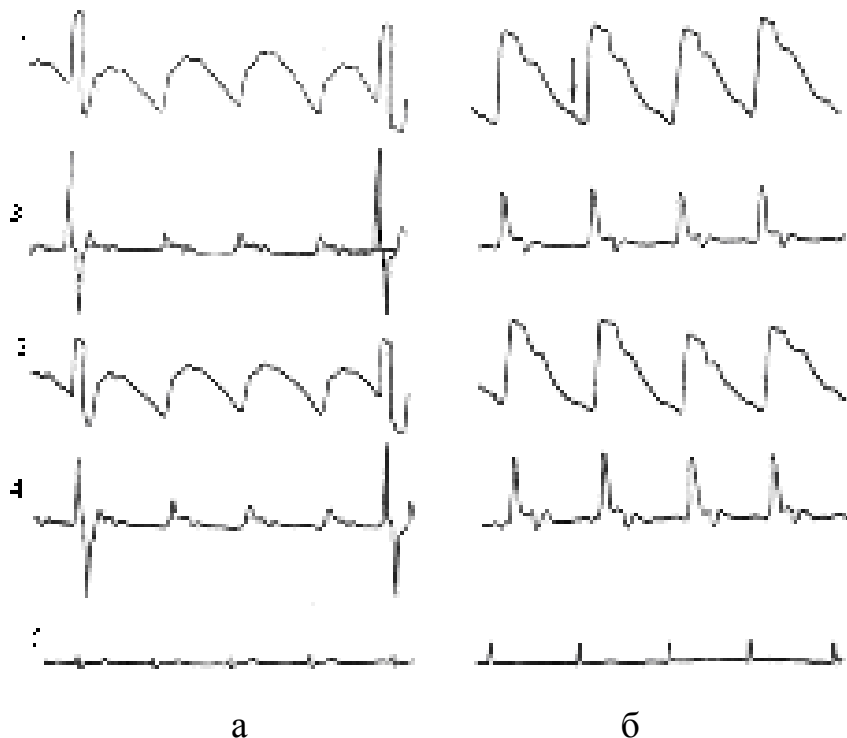
3 – перша похідна РЕО правої півкулі; 4 – перша похідна РЕО лівої півкулі;

а – помірне підвищення судинного тонусу; б – виражене підвищення судинного тонусу артерій великого і середнього діаметру; в – збільшення периферичного судинного опору (звуження артеріол); г – зниження судинного тонусу; д – атонія

Рисунок 1.35 – Основні варіанти зміни тонусу судин головного мозку

Форма РЕО-сигналів при венозних порушеннях. Реограма за своєю природою є сумарним сигналом та відображає при нормальному стані судин динаміку змін в артеріальній системі. При порушеннях у системі венозного кровообігу на формуванні РЕО-сигналу більшою мірою позначається стан венозної системи головного мозку. У початкових стадіях підвищення тонусу вен форма хвиль РЕО міняється за рахунок зміни форми її спадаючої частини, яка стає опуклою, а при значному підвищенні венозного тонусу і виникаючому ускладненні венозного відтоку спадаюча частина стає розтягнутою, гладкою і підноситься над основною хвилею, утворюючи систоло-діастолічне плато. Різко змінюються і кількісні параметри РЕО, що характеризують стан відтоку

крові. Виражене ускладнення венозного відтоку виявляється зміною спадаючої частини, зміною конфігурації наростаючої частини (багатоступінчате наростання) і збільшенням амплітуди хвиль. Венозна хвиля спостерігається найчастіше при зниженні венозного тону. На рис. 1.36 наведено РЕО хворих з вираженим ускладненням венозного відтоку і низьким венозним тонусом.



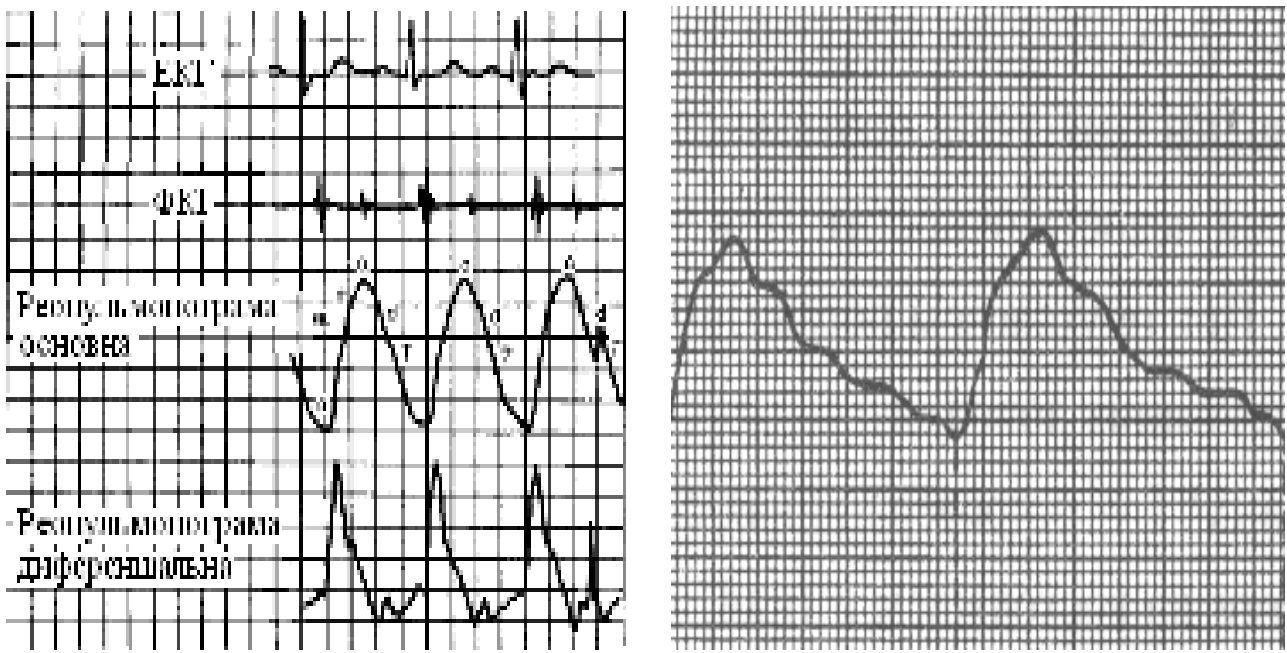
1 – РЕО правої півкулі; 2 – РЕО лівої півкулі; 3 – перша похідна РЕО правої півкулі; 4 – перша похідна РЕО лівої півкулі; 5 – ЕКГ; а – ускладнення венозного відтоку; б – венозна гіпотонія (стрілкою позначена венозна хвиля)

Рисунок 1.36 – РЕО при венозних порушеннях

Залежно від області дослідження кровонаповнення судин розрізняють різні типи реограм. На рис. 1.37 наведено вигляд реограми, яку реєструють під час дослідження легневих судин (реопульманограма).

На рис. 1.38 наведено вигляд реограм судин у під час захворювання печінки (гепатит).

Для автоматизації процесу аналізу реограм використовують комп'ютерні діагностичні комплекси. Програмне забезпечення комплексу дозволяє виводити на дисплей досліджуваний реосигнал, диференціальну криву, визначити амплітудно-часові характеристики реосигналу та реографічні індекси (рис. 1.39–1.41).



а) – нормальна реопульманограма;
 б) – реограма легеневої артерії (два серцевих ритми)

Рисунок 1.37 – Форма реопульманограми



1 – реограма хворого у ділянці лівої долі печінки хворого до терапії;
 2 – реограма хворого у ділянці лівої долі печінки після терапії

Рисунок 1.38 – Реограма судин печінки під час захворювання на гепатит

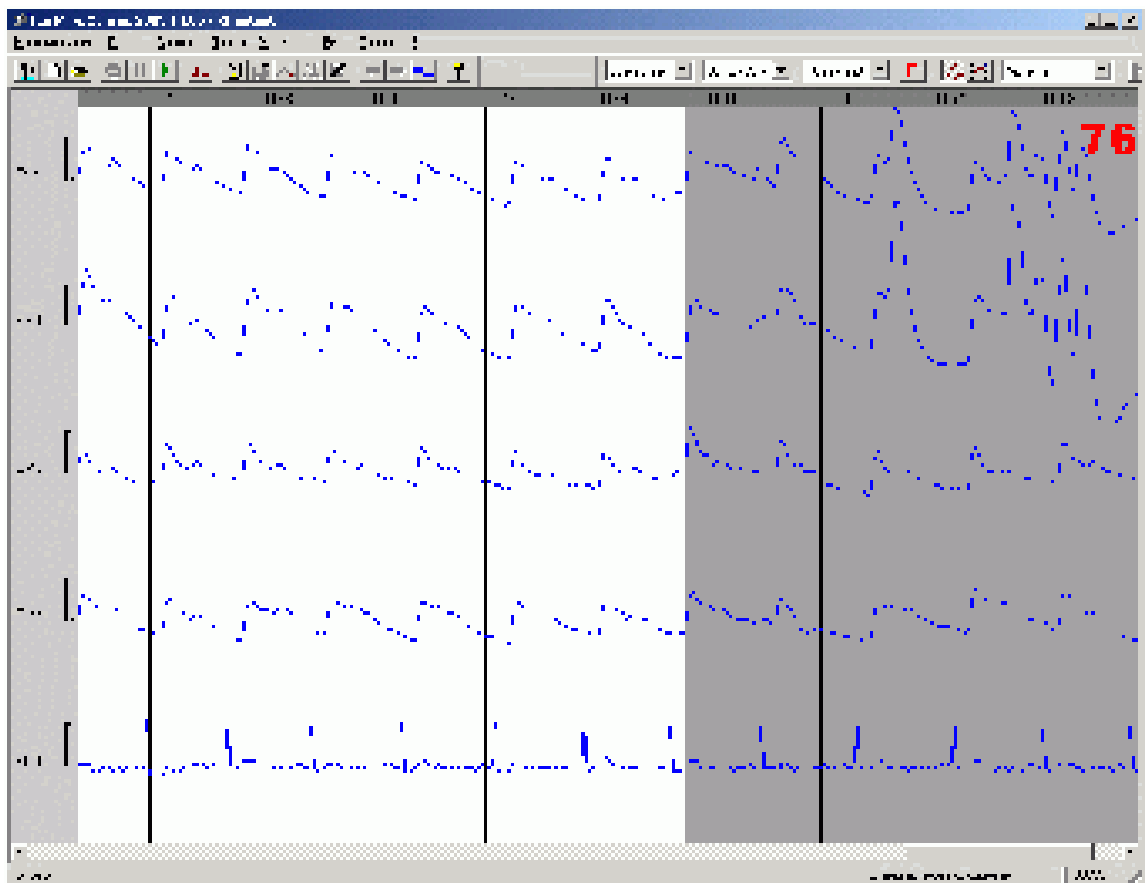


Рисунок 1.39 – Вікно реєстрації реограми

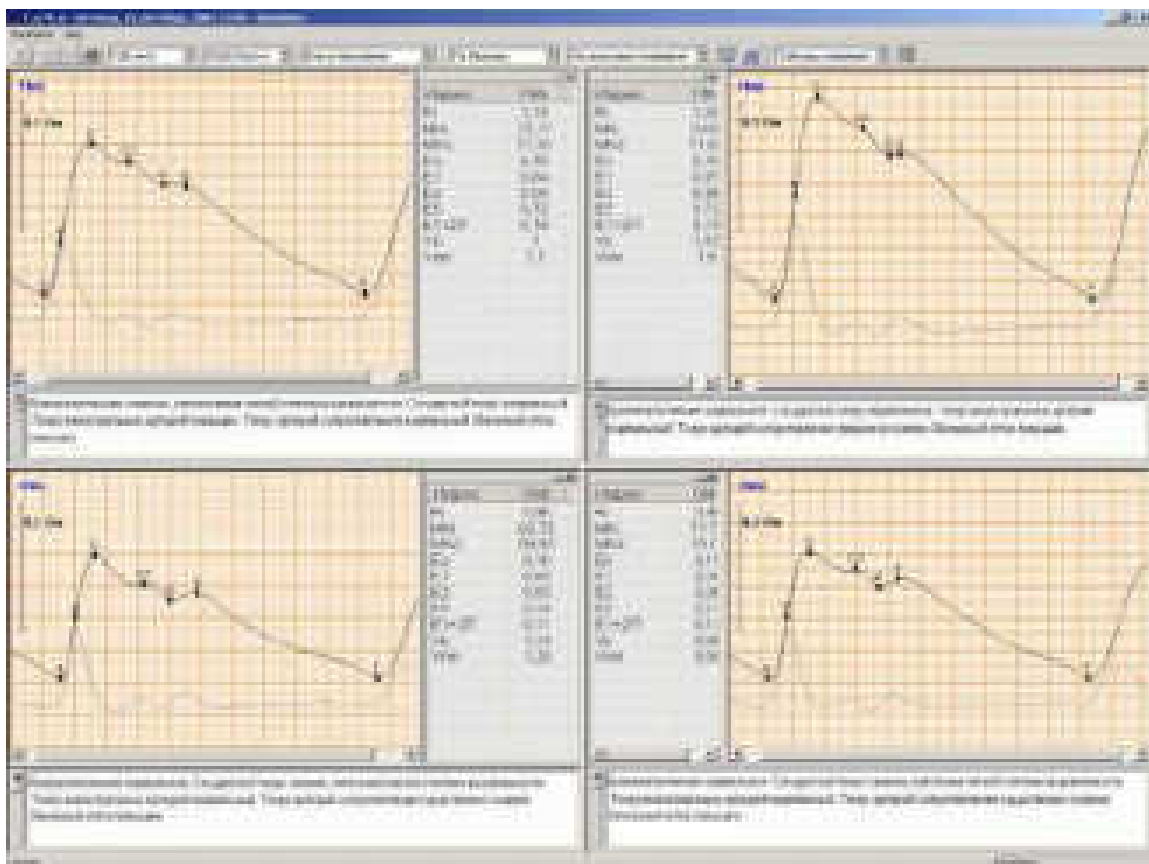


Рисунок 1.40 – Визначення характерних точок реосигналу (А,В,С,Д,Е,Ф), амплітудно-часових параметрів та реографічних індексів

розсіяного шкірою, є функцією кількості крові, що міститься в ній. Оскільки коефіцієнт поглинання інфрачервоного світла кров'ю значно вищий, ніж тканиною, фотоплетизмографія реєструє лише зміни вмісту крові. При цьому розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відбиття від поверхні еритроцитів.

Фотоплетизмографія – динамічний метод вимірювання, який може відповісти на запитання, на скільки змінився той чи інший параметр периферійного кровообігу, виходячи з абстрактного нульового рівня для тієї або іншої людини. Фотоплетизмограф може бути застосований для кількісного вивчення різних параметрів кровообігу в шкірі і слизових оболонках тіла людини і для кількісної реєстрації судинних рефлексів як показника стану судиннорухових центрів.

До переваг фотоплетизмографів належать: висока чутливість, лінійність вимірювання датчиком, портативність і швидкість запису, відсутність завад, пов'язаних з інерційністю перетворювача, можливість реєстрації судин у будь-якій області шкіри і слизових оболонках людини і тварини. Крім того, фотодатчик не викликає здавлення судин кінцівки, тобто не вносить порушення кровообігу, і є істинним реєстратором об'єму. На фотоплетизмографі можливо ізольоване вивчення кровонаповнення судин різного калібру (вени, артерії тощо).

Перші моделі фотоплетизмографів з'явилися ще в 30-х роках. Надалі прилади безперервно удосконалювалися, а область їхнього застосування розширялася.

Сьогодні поширені два типи фотоплетизмографів, залежно від того, чи реєструють вони кровонаповнення в прохідному або у відбитому світлі.

Основна причина малого розповсюдження фотоплетизмографії – це відсутність єдиних технічних вимог до окремих вузлів сучасних апаратів і уніфікація методики кількісного аналізу кривих, а також нормальних для здорової людини показників. Більшість описаних вище приладів технічно примітивні, не мають калібрування і вузькоспеціалізовані тільки для тієї методики, яку застосовував їхній автор [4].

Сучасну фізіологічну апаратуру вигідно відрізняє багатоканальність, що дозволяє комплексно досліджувати різні органи і системи людини. Діагностичне значення комплексного дослідження безперечно. Так, наприклад, одночасна реєстрація об'ємного пульсу і кров'яного тиску на одному фотоплетизмографі дозволяє уточнити причину гіпертонії: за рахунок збільшення сили і частоти серцевих ударів або за рахунок збільшення тонусу периферійних судин. Одночасний запис судинної інформації з двох однакових

частин тіла людини дозволяє виявити судинні асиметрії і дає можливість вивчити особливості як нормального кровообігу в різних частинах тіла, так і зміни його при локальних захворюваннях. Нарешті, одночасний запис на багатьох каналах дозволяє легко діагностувати артефакти в фотоплетизмограмі, пов'язані з рухом хворого, електричними завадами і скороченням м'язів [4].

Для вивчення динаміки кровопостачання органу не достатньо одноканального запису. Адже кровопостачання органу може порушуватися як від зміни артеріального притоку, так і від венозного відтоку. Крім того, зміни об'єму можуть залежати від зміни діаметру артерій, артеріол, капілярів, вен і артеріовенозних анастомозів. Вирішити це питання можна шляхом одночасного (за умови повної незалежності) дослідження об'ємного пульсу і крововмісту однієї і тієї ж області тіла.

Сьогодні ніким не заперечується важливість і необхідність об'єктивного дослідження судинних реакцій в нормі і патології як показника стану центральної нервової системи. Проте, багато вчених вказують на велику варіабельність плетизмографічної кривої, мінливості судинних реакцій. А тим часом непостійність і мінливість плетизмограм, варіабельність судинних рефлексів на одні і ті ж подразники у одних і тих самих людей при різному функціональному стані центральної нервової системи, зміна їх під впливом тимчасових, циклічних процесів (сон, активність, травлення та ін.) є кращим доказом цінності цього методу, доведення тонкості індикації мозаїчного руху нервових процесів [5].

Досогодні немає ще загальноприйнятих показників фотоплетизмограми здорової людини – норми, як це прийнято для електрокардіограми і електроенцефалограми.

Можливості плетизмографічної методики не зменшує вивченням судинних рефлексів – плетизмографія є дуже точним методом визначення судинного тону, об'ємної швидкості кровотоку, кров'яного тиску й інших параметрів периферійного кровообігу. В досліджах на тваринах і при хірургічних операціях на людині фотоплетизмограф може бути використаний для ізолюваного вивчення кровообігу м'язів (зокрема міокарду) і внутрішніх органів (печінка, селезінка, нирки та ін.). Визначаючи кровотік у різних частинах тіла, ми можемо визначити локалізацію периферійних судинних порушень (наприклад, емболів). За допомогою фотоплетизмографа можна диференціювати органічні та функціональні розлади периферичного кровообігу і периферійної нервової системи.

Області застосування фотоплетизмографії важко перерахувати: фізіологія, патофізіологія, терапія, хірургія, дерматологія, гінекологія, невропатологія, педіатрія, оториноларингологія та ін. Клініцисти можуть використовувати її як додатковий метод для діагностики захворювання і в науково-дослідній роботі. Деяку допомогу вона надасть гігієністам, спортивним медикам, а також лікарям, що працюють в області космічної медицина. При передчасному старінні на перший план виступають зміни судинної реактивності, обумовлені порушеннями вегетативної нервової системи і периферійних судин, що важливе для геронтології.

Фотоплетизмографія, як і інші об'єктивні методи діагностики, уточнює прогноз і допомагає виявити реакцію дії на вегетативну нервову систему; вона може служити для оцінки симпатичної іннервації шкіри, застосовуватися під час діагностики хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбофлебиту, облітеруючого ендартеріїту та ін. Цей метод може бути контролем глибини спинномозкової анестезії (одночасна реєстрація судинних реакцій з пальця руки і ноги). Крім того, фотоплетизмографія має допоміжне діагностичне і прогностичне значення під час вивчення багатьох серцево-судинних і нервових захворювань, які є зараз найчастішою причиною смерті та інвалідності у молодому віці.

ФПМ порівняно з іншими засобами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад, з фотоакустичним методом, відрізняє простота приладів для його реалізації, а також те, що введенням у фотоплетизмографічні (ФПГ) прилади елементів світловолоконної техніки і джерел з різними довжинами хвиль зондувального випромінювання можна достатньо просто вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших параметрів потрібного БО і т.д.

На даному етапі впровадження ФПГ у медичну практику ФПМ не знайшов ще свого широкого застосування з низки причин. Однією з них є відсутність біофізичного обґрунтування отримання фотоплетизмографічного сигналу [19, 46, 50, 63].

Існують два різновиди ФПМ: ФПГ у світлі, що проходить, і ФПГ у відбитому світлі. Найчастіше виконуються дослідження у світлі, що проходить, тому що в даному випадку здійснюється пряма оцінка кровонаповнення в необхідній ділянці БО. Але часто буває досить важко провести такі дослідження, наприклад, для оптично малопрозорих БО або для важкодоступних ділянок об'єктів. Тоді використовують метод ФПГ у відбитому світлі, що не тільки дозволяє оцінити загальний кровотік у ділянці, що вивчається, але й дасть інтегральну оцінку властивостей поверхні дослідження.

У випадку застосування ФПГ у відбитому світлі, тобто коли фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач (ФВП) сприймає відбитий від БО променистий потік, показано, що ФПМ дозволяє реєструвати величину зміни кровонаповнення тканин БО за пульсацією найближчої до ФВП поверхні БО, тобто величину зміни відбитого від тканини БО, що досліджується, світлового потоку залежно від амплітуди пульсації тканини.

Системне оцінювання гемодинамічних показників за параметрами пульсової хвилі

Об'ємний пульс. Пульсова хвиля (сфігмограма), або об'ємний пульс є важливою характеристикою периферійного кровообігу [6, 19].

По мірі розповсюдження пульсової хвилі від центру до периферії згладжуються всі високочастотні елементи центрального пульсу в результаті демпфування і складання хвиль в артеріальній системі. При цьому зменшується кількість зубців на низхідній частині пульсової хвилі. Розрізняють, тому, центральний пульс (сонні і підключичні артерії) і периферійний пульс. Відомо, що об'ємний пульс є результатом скорочення шлуночків серця; крім того, форма пульсової хвилі забезпечує інформацією про стан стінки артеріальних судин, їхній тонус і еластичність. Пульсова крива характеризує деформацію судинної стінки в тому, що вивчається ділянка під впливом змінного тиску крові. Об'ємний пульс реєструють, коли необхідна інформація тільки про артеріальні реакції, оскільки його амплітуда є прямим виразом артеріального тонусу.

Швидкість кровотоку. Конструктивні особливості ФП дозволяють також проводити на ньому дослідження швидкості кровотоку. Сучасні методи вимірювання швидкості кровотоку засновані на внутрішньовенному введенні різних лікарських речовин. Проте більшість з них дозволяє лише приблизно вимірювати кровоток у великих артеріях і венах або в малому колі кровообігу і може викликати неприємні ускладнення, тоді як ФПГ метод повністю безпечний, безболісний і не менш точний.

Судинний тонус. Під тонусом (напругою) судин розуміють звичний функціональний їх стан, в який входить пружність, в'язкість, еластичність і напруга м'язових стінок. Тонус є найважливішим чинником руху крові по судинах. Для реєстрації судинного тонусу визначають ступінь розтягнення і скорочення судин. Методика визначення схожа на описану вище методику визначення тиску. У певні моменти вимірюють тиск в оклюзійній манжеті і зміну об'єму органу.

Оптико-електронна система діагностики периферійного кровонаповнення має визначати амплітудні, часові та амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі, як показано на рис.1.42.

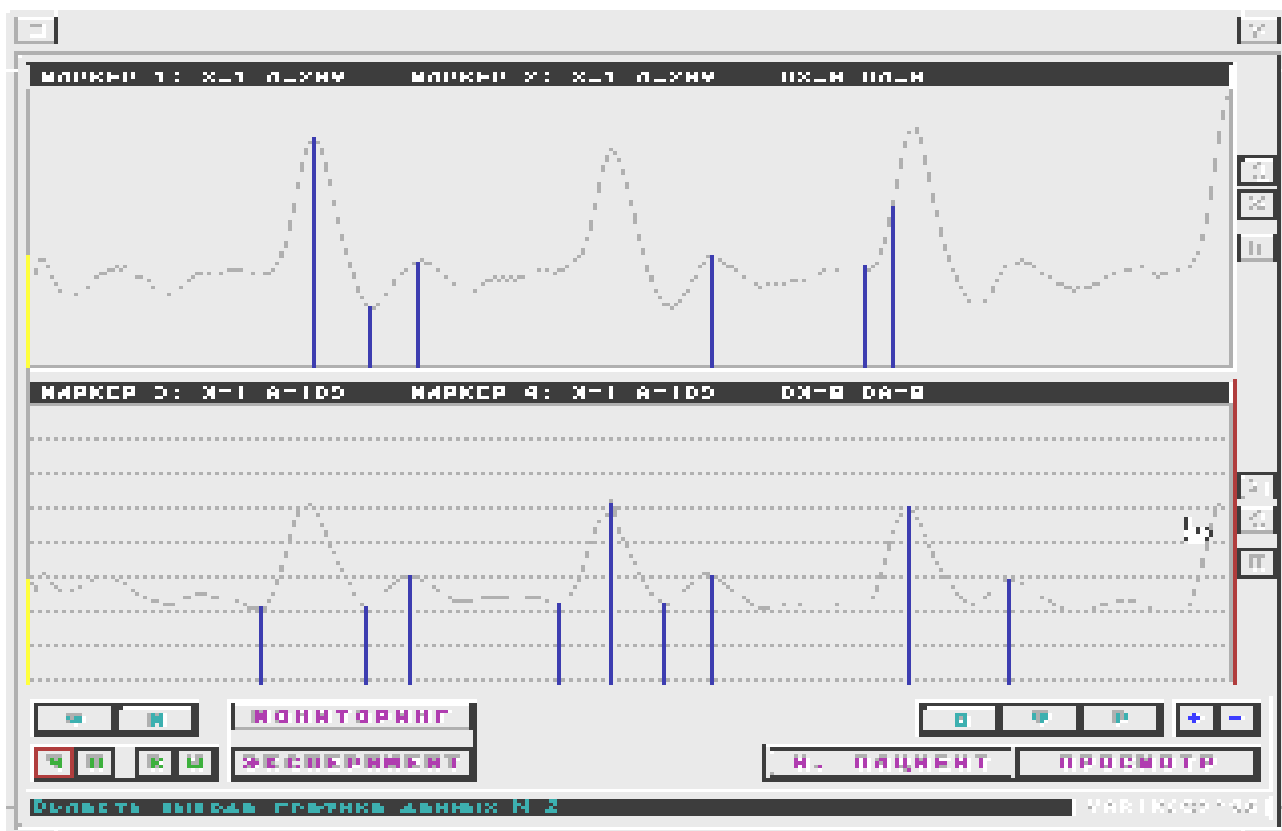


Рисунок 1.42 – Гемодинамічні показники периферійного кровонаповнення

Амплітудні характеристики пульсової хвилі (за Баєвським)

1. Максимальна амплітуда пульсової хвилі H є показником величини пульсового кровонаповнення досліджуваної області й пропорційна співвідношенню обсягів припливу артеріальної крові й відтоку венозної крові в момент максимального розтягання судинного ложа. На величину H_3 значно впливають ударний обсяг крові й тонус судинної стінки й слабо – частота серцевих скорочень й артеріальний тиск.

2. Відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі H_4/H_3 – «дикротичний індекс». Показує периферійний судинний опір, тобто ступінь розширення або звуження дрібних судин артерійол.

3. Відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі H_5/H_3 – «діастолічний індекс», визначає стан тонузу венозних судин.

4. Відношення амплітуд H_2/H_3 характеризує периферійний опір.

5. Амплітуда венозної хвилі H_5 є характеристикою венозного відтоку.

Часові характеристики пульсової хвилі

Під час проведення реєстрації пульсових хвиль ОЕКП диференціюється форма пульсової хвилі, що дозволяє отримувати додаткову інформацію про стан судин, допомагає уточнити значущість окремих параметрів, пов'язаних з діяльністю серця, допомагає більш точно визначити точки екстремумів на пульсовій кривій. Диференціальна форма пульсової хвилі дозволяє судити про зміни швидкості кровонаповнення у досліджуваній частині тіла:

1. Тривалість пульсового коливання T_1 відповідає тривалості серцевого циклу.
2. Інтервал T_2 показує період швидкого кровонаповнення й залежить від ударного обсягу серця й тону судин.
3. Інтервал T_3 показує період повільного кровонаповнення й характеризує особливості мікроциркуляції.
4. Інтервал T_2+T_3 , що відповідає тривалості анакротичної фази, відрізняється стабільністю й досить повно відбиває ступінь розтягання судинних стінок.
5. Інтервал T_4 відповідає тривалості катакротичної фази і характеризує скорочувальну здатність судин й їхня еластичність.
6. Інтервал від вершини пульсової кривої до вершини дикротичного зубця T_5 характеризує пружність стінок судин й умови венозного відтоку.
7. Відношення тривалості фази наповнення до загального часу циклу (сфігмографічна швидкість) $T_2+T_3/T_2+T_3+T_4$ дає можливість судити про властивості стінок судин до розтягання.
9. Зрушення відповідних крапок максимальних амплітуд H_3 відповідає швидкості поширення пульсової хвилі.

Амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі

1. Максимальна швидкість швидкого кровонаповнення H_2/T_2 . Характеризує швидкість кровонаповнення великих артерій.
2. Швидкість повільного кровонаповнення $(H_3-H_2)/T_3$.
3. Артеріальний притік $H_3/(T_2+T_3+T_4)$.
4. Показник швидкості кровонаповнення $H_3/(T_2+T_3)$.
5. Індекс периферійного опору $H_3/(T_4-T_5)$.

1.11 Застосування оптико-електронних технологій для дослідження трофічного комплексу біотканин

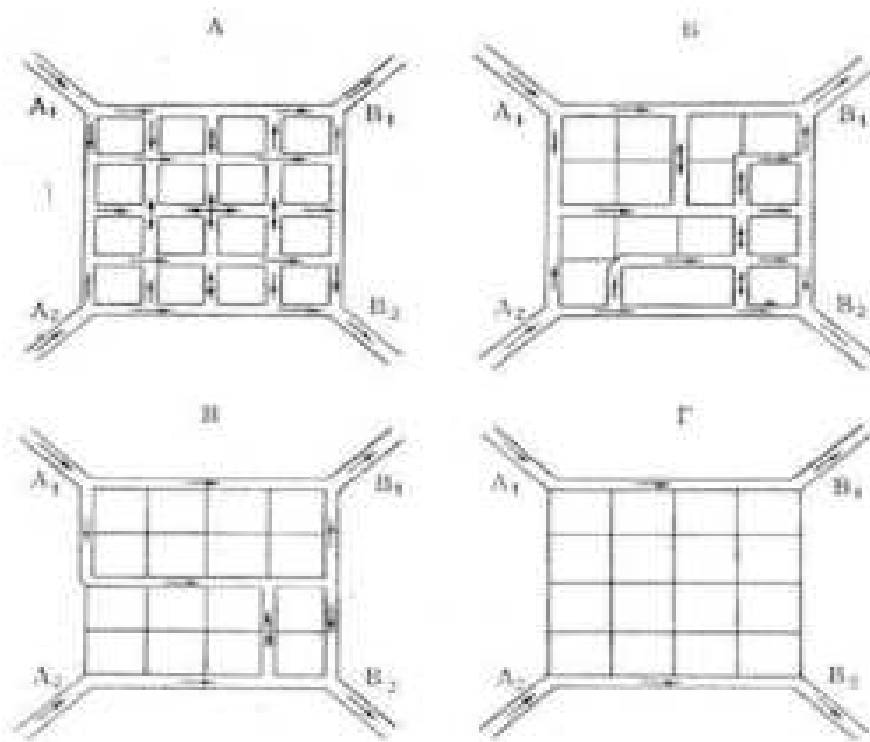
Участь в реалізації трофіки тканин сегментарної вегетативної нервової системи – факт загальновідомий [Вейн, 1998], але механізм цієї реалізації на рівні тканин і клітин потребує подальшого вивчення, особливо в умовах патології [6].

Трофіка тканин і клітин кожного органу залежить від мікрогемодинамічного русла та системи його вегетативної іннервації, тому «трофічний комплекс» може мати таке визначення: це мікроциркуляторна система тканин і вегетативні нервові структури, що безпосередньо регулюють функцію мікросудин.

Схематично трофічний комплекс, як анатомічна конструкція складається з артеріол, прекапілярних сфінктерів, капілярів, венул, артеріоло-венулярних шунтів і вегетативних нервових закінчень, що супроводжують мікросудини і регулюють їхній тонус.

Кількість функціонуючих капілярів залежить від енергетичних потреб тканин і регулюється в основному відповідним сегментом вегетативної нервової системи за допомогою медіаторних сполук. Тобто, на трофіку тканин безпосередньо впливає сегмент, від якого іннервується ця ділянка тканини. Обмін між клітинами тканин та кров'ю здійснюється лише на рівні капілярного русла. З останнього до тканин надходить кисень, поживні речовини та пластичний матеріал, а в зворотному напрямку відбувається транспорт продуктів обміну, вуглекислого газу. При зменшених потребах органів у стані спокою частина прекапілярних сфінктерів спазмується і кількість функціонуючих капілярів зменшується. Під час навантаження і підвищеного накопичення продуктів обміну відбувається протилежний процес (рис. 1.43).

Враховуючи те, що вегетативна сегментарна іннервація органів здійснюється структурами спинного мозку (ядра в бічних кутах) та гангліями симпатичного біляхребтового стовбуру, досліджували вплив подразнення та компресії цих вегетативних структур на мікроциркуляторне русло. Тобто вивчали зміни в трофічному комплексі тканин за різних патологічних змін у хребті у терапевтичних хворих, а також в експерименті на тваринах. Тому зміни в мікроциркуляторному руслі вивчали під час подразнення та компресії цих вегетативних структур.



А – повна циркуляція за участю всіх капілярів; Б, В – шляхи мікроциркуляторного кровотоку при частковому виключенні капілярів; Г – скорочена циркуляція за участю лише магістральних сполучень між артеріолами та венулами (A_1, A_2 – артеріоли; B_1, B_2 – венули)

Рисунок 1.43 – Схема, що ілюструє різні фазові стани мікроциркуляторного кровотоку

Експериментальні дослідження

Проведено клінічне, мануальне, рентгенологічне дослідження 250 хворих з різними вертеброгенними терапевтичними захворюваннями. Мікроциркуляторне русло в умовах патології та після лікування вивчали за допомогою біомікроскопії, а також оптико-електронним приладом. В експерименті на щурах зміни мікросудин досліджували за допомогою біомікроскопії.

Вивчення мікроциркуляторного русла в умовах патології за допомогою оптико-електронного приладу полягає в тому, що реєструється інтенсивність відбитих світлових потоків від мікроциркуляторного русла оптоелектронним сенсором у червоному та інфрачервоному спектрах, при цьому визначаються гемодинамічні параметри і ступінь насичення крові киснем до проведеного і після проведеного лікування.

Реєстрована пульсова хвиля перетворюється в електричний сигнал, який підсилюють й визначають кровонаповнення, як відношення максимального значення амплітуди сигналу до моменту анакрати, що визначається по ізолінії

від початку анакrotи до проекції її вершини, причому кровонаповнення визначається фотометричною реєстрацією ІЧ світлового потоку, який відбивається від мікроциркуляторного русла.

Для подальшого визначення гемодинамічних параметрів і ступеня насичення крові киснем, порівнюють показники кровонаповнення в симетричних ділянках тіла і за ступенем асиметрії даних показників визначають ступінь патології мікроциркуляції. Таким чином виявляють ступінь порушення трофічного комплексу до і після сеансу лікування.

У хворих з симптомами подразнення вегетативних структур і під час відповідного експерименту на тваринах у мікроциркуляторному руслі виникали практично однакові зміни: спазм артеріол, зменшення кількості функціонуючих капілярів, розширення венул, відкриття артеріоло-венулярних шунтів. Оптико-електронний потік від мікроциркуляторного русла був значно зменшений (рис. 1.44, 1.45).

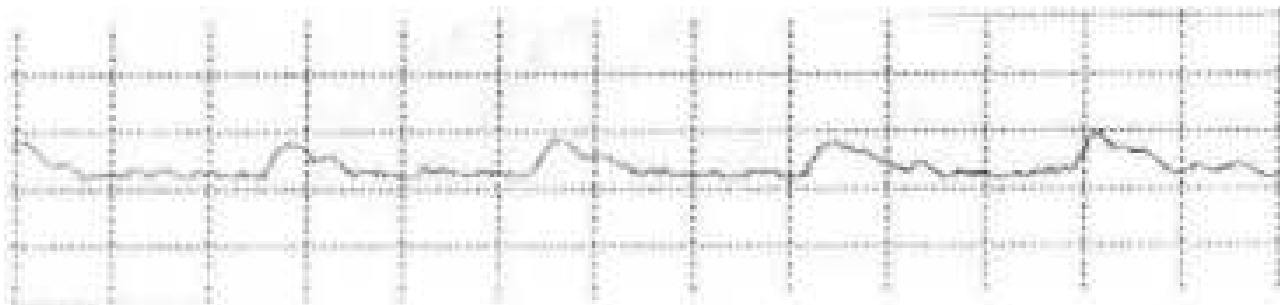


Рисунок 1.44 – Графічне зображення оптико-електронного потоку від мікроциркуляторного русла хребтового сегменту при подразненні вегетативних структур

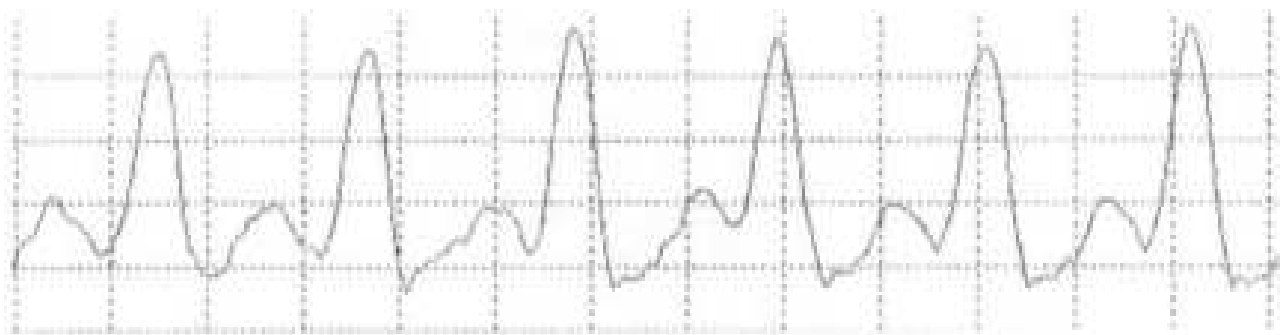


Рисунок 1.45 – Графічне зображення оптико-електронного потоку від мікроциркуляторного русла того ж хребтового сегменту після звільнення вегетативних структур від подразнюючого елемента

Компресія сегментарних вегетативних структур у хворих також можлива, але частіше спостерігається стискання вегетативних волокон. Дослідження

показують, що подібні патологічні зміни призводять до парезу прекапілярних сфінктерів та капілярів. У міжклітинний простір просочується значна кількість плазми, виникає набряк тканин. За рахунок останнього стискаються капіляри, що до цього нормально функціонували. У розширених мікросудинах виникає складж формених елементів, а нерідко – мікротромби (рис. 1.46).

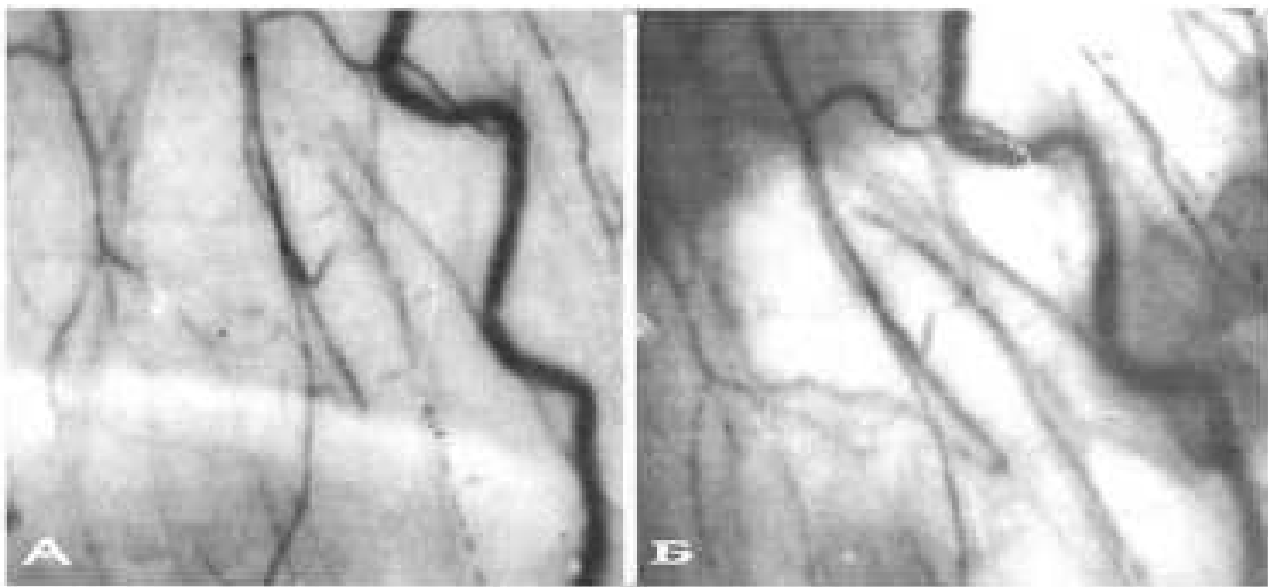


Рисунок 1.46 – Мікроциркуляторне русло під час компресії вегетативних структур сегменту (А) та після усунення компресуючого елемента (Б)

Оптико-електронний потік від мікроциркуляторного русла ушкодженого сегменту також зменшується, як і у випадку подразнення вегетативних структур. Подібні зміни капілярного русла відмічають також інші автори [Костинський].

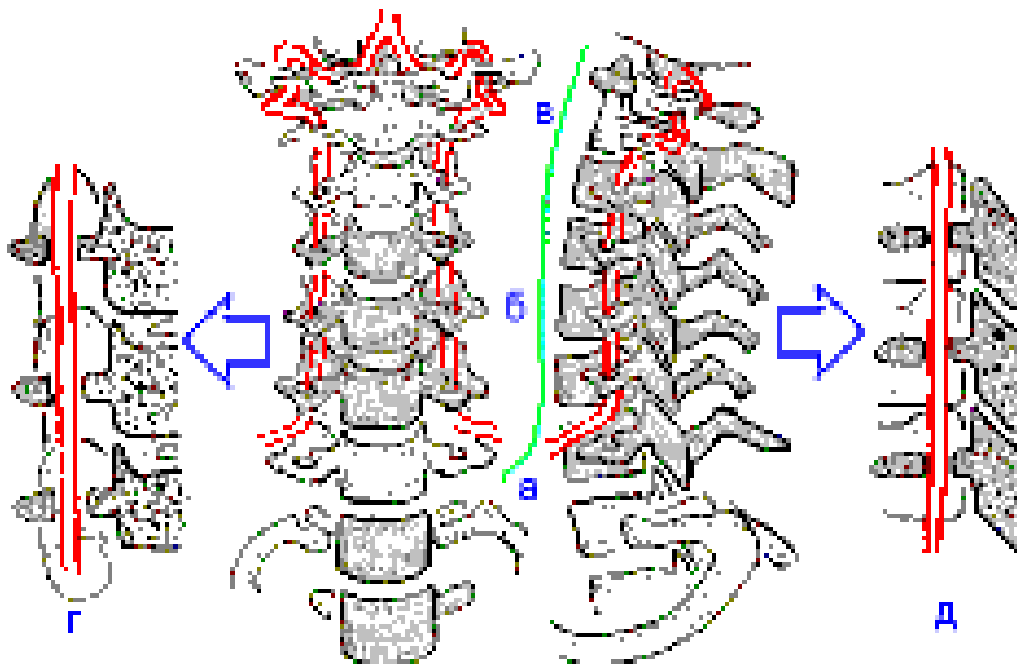
Вивчення змін вегетативного трофічного комплексу має велике значення для розуміння вертеброгенної терапевтичної патології. У хворих при подразненні чи компресії вегетативних структур завжди зменшується кількість функціонуючих капілярів, що призводить до порушень обмінних процесів між кров'ю та клітинами тканин. Виникають дистрофічні зміни. В зонах з малою кількістю капілярів («поля облісіння»), створюються умови для більш інтенсивного розвитку сполучної тканини, що може призводити до розвитку склерозу. В таких ділянках також знижується місцевий імунітет, тому що фагоцити та імуноглобуліни проходять через шунти, тобто транзитом через тканину, це може призводити до розвитку запального бактеріального процесу.

Зазвичай, не кожна патологія хребта призводить до порушень в тому чи іншому органі. Це пов'язано з тим, що орган іннервується з декількох сегментів. Тому патологія органу виникає під час ушкодження більшості

сегментів, котрі здійснюють регуляцію його трофічного комплексу. Застосування оптоелектронного пристрою спрощує та прискорює пошук ушкоджених сегментів, дозволяє визначити ступінь порушень в мікроциркуляторному руслі, а, отже, і можливість виникнення вертеброгенної терапевтичної патології.

Застосування оптико-електронної системи для визначення порушення мікроциркуляції при ураженні хребетно-рухомих сегментів

Патологічні зміни хребта зустрічаються досить часто і в різних вікових групах. Це аномалії розвитку тіл та дуг ХРС такі, як: грижі (рис. 1.47), вроджені синостози (блокування ХРС), артрози, шийні ребра, а також ряд пошкоджень – переломи ХРС, розриви зв'язок, вивихи хребтів та їх зміщення. Крім того, до 40-річного віку практично в 100% обстежених знаходяться прояви остеохондропатії різного ступеня і однієї з її форм – остеохондрозу [6, 53, 56, 68, 90, 107].



- а) до входу в поперечні відростки; б) в каналі поперечних відростків;
в) у виході з каналу поперечних відростків; г) фронтальний розтин каналу в нормі; д) сагітальний розтин каналу в нормі

Рисунок 1.47 – Різні компресії хребетних артерій

Нейро-судинна патологія займає одне з провідних місць в клінічних проявах вертеброгенних захворювань. Так, при синдромі хребтової артерії судинний компонент є основним фактором як патогенезу, так і клініки захворювання.

Патології та травми можуть призводити до появи захворювань внутрішніх органів, появи болю чи розладів їх функціонування.

Наведемо звичайний алгоритм патогенетичного пояснення причини спондилогенних больових синдромів [6, 53, 56]: «У даний час загально визнано, що в переважній більшості випадків іритація нервових корінців і інших нервових структур відбувається внаслідок дегенеративно-дистрофічних процесів у хребті. У результаті прогресу остеохондрозу або грижеподібного випинання міжхребетного диска, а також деформівного спондилоартрозу виникає подразнення вегетативних соматичних нервових утворень як самого хребта (зв'язкового апарату, капсул міжхребетних суглобів, міжхребетних дисків), так і нервових корінців, розташованих у хребцевому каналі. Клінічно це виявляється місцевим болем (область попереку) і на віддаленні в сегментах тіла (дерматомах, склеротомах, міотомах). Все це призводить до розвитку місцевого асептичного запалення, набрякості, набряканню тканин епідурального простору, венозного стазу, порушенню мікроциркуляції, інфільтрації».

Вивчення порушень у різних органах та системах під час подразнення або компресії сегментарних вегетативних структур проводилось з урахуванням того, що ці порушення реалізовуватимуться через зміни в мікроциркулярному руслі тканин.

Тому, перш за все, ми досліджували зміни мікроциркулярних показників, прямих або опосередкованих (непрямих), залежно від технічних можливостей.

Всім хворим з рефрактерною до лікування терапевтичною патологією, асоційованою з захворюваннями хребта, проводилось загально-клінічне, лабораторне дослідження, фізикальна діагностика хребта, органів та систем, а також інструментальні методи обстеження залежно від терапевтичної патології: електрокардіографія, ритмографія, центральна і регіональна гемодинаміка, спірографія, електро-гастрографія, рН-метрія, ультразвукове дослідження жовчного міхура та підшлункової залози. В сегментах, які здійснюють вегетативну іннервацію ушкодженого органа, проводилось рентгенологічне і оптико-електронне обстеження.

Для клінічних та інструментальних досліджень відбирали тих хворих, у яких протягом значного терміну (не менше одного місяця) загальноприйнятого лікування не спостерігався достатній терапевтичний ефект. На період обстеження попереднє лікування залишали без змін.

Дослідження проводили зранку після відпочинку в горизонтальному положенні. Хворим вимірювали артеріальний тиск аускультативним методом Короткова, підраховували частоту пульсу, кількість екстрасистол, записували електрокардіограму в 12 загальноприйнятих відведеннях, проводили дослідження мікроциркуляції ушкоджених сегментів за допомогою оптико-електронного

пристрою. Хворим з гіпертензією здійснювали обстеження центральної гемодинаміки за допомогою тетраполярної грудної реовазографії (ТГРГ), кровопостачання головного мозку за допомогою реоенцефалограми (РЕГ). За наявності скарг на задишку у хворих з гіпертензією, ішемічною хворобою серця та захворюваннями бронхо-легеневого апарату проводили дослідження легеневого кровообігу за допомогою медіальної та латеральної реопульмонографії (РПГ), у частини таких хворих здійснювали спірографічне обстеження. Під час захворювань шлунка, дванадцятипалої кишки, жовчного міхура, проводили рН-метрію, ультразвукове дослідження жовчного міхура, у частини хворих записували електрогастрограму. Пацієнтам з патологією сегментів, що здійснюють вегетативну симпатичну іннервацію очей, проводили бульбарну біомікроскопію.

Напередодні комплексного дослідження здійснювали мануальну вертебродіагностику з визначенням заблокованих та гіпермобільних сегментів, тригерних пунктів у м'язах, варіанта патологічної зміни форми хребта як органа. У хворих на ішемічну хворобу серця клінічно, або за допомогою велоергометрії визначалась толерантність до фізичного навантаження.

Дослідити мікроциркуляцію в клінічній практиці можна за допомогою прямих та непрямих методів. Найбільш поширеними вважаються: вивчення кислотно-лужної рівноваги, транскапілярного обміну, сканування органів, реоплетизмографія, термографія, біомікроскопія, телебіомікроскопія, мікрофотографування та ін. Ні один з існуючих методів не дає можливості отримати достатню інформацію про стан мікроциркуляції і гемодинаміки в окремих хребтових сегментах. Тому нами запропоновано спеціальний оптико-електронний пристрій, який дозволяє оцінити гемодинамічні та мікроциркуляторні зміни в кожній ділянці тіла, в тому числі й у хребтових сегментах [6, 53, 56].

Від досліджуваних судинних структур випромінювання відбивається і моделюється пульсуючим кровотоком, потім потік у фотоприймачі перетворюється на електричний сигнал. Далі цей сигнал подається на вхід диференціатора, там підсилюється і спрямовується на вхід аналогового комутатора з наступним цифровим перетворенням, що спрощує роботу блока дешифровки.

Блок оброблення інформації дозволяє визначати амплітуду хвилі артеріального притоку (А), венозного відтоку (В), час кровонаповнення (Т), а також визначає середню швидкість ($V_{сер.}$) кровонаповнення мікросудин, яка має простий математичний вигляд, що описується таким рівнянням:

$$V_{сер} = \frac{A}{T} . \quad (10.1)$$

Крім того, під час оброблення визначається коефіцієнт асиметрії сигналів, отриманих від аналогічних анатомічних структур, що допомагає визначити ступінь патологічних змін ушкодженої зони порівнянно з аналогічною неушкодженою на основі розробленої оптико-електронної системи для діагностики судинних і мікроциркуляторних порушень у хребтових сегментах.

Діючий зразок пристрою, підключений до комп'ютера, що дозволяє за короткий час (20–30 с) робити запис оптичних сигналів (фотоплетизмографію) хребтово-рухових сегментів, визначаючи кровопостачання та мікроциркуляцію з правого і лівого боку одночасно. Програмне забезпечення здійснює попереднє оброблення фотоплетизмограм, порівняльний аналіз, математичні розрахунки, графічне зображення, накопичення матеріалу та статистичне оброблення.

Для прикладу наведемо оптико-електронне дослідження ушкоджених четвертого та п'ятого сегментів грудного відділу хребта хворого І, які записані до та після лікування (рис. 1.48–1.55), а також контрольну фотоплетизмограму неушкодженого сегмента (рис. 1.56). Наведені фотоплетизмограми свідчать про достатню інформативність дослідження, наочно ілюструють динаміку мікрогемодинамічних процесів і можливість математичного оброблення отриманих показників.

Одержані фотоплетизмограми ушкодженого четвертого грудного ХРС дуже важко проаналізувати без попереднього оброблення, яка передбачає:

- а) очищення від фонових артефактів;
- б) усереднення фотоплетизмографічних хвиль.

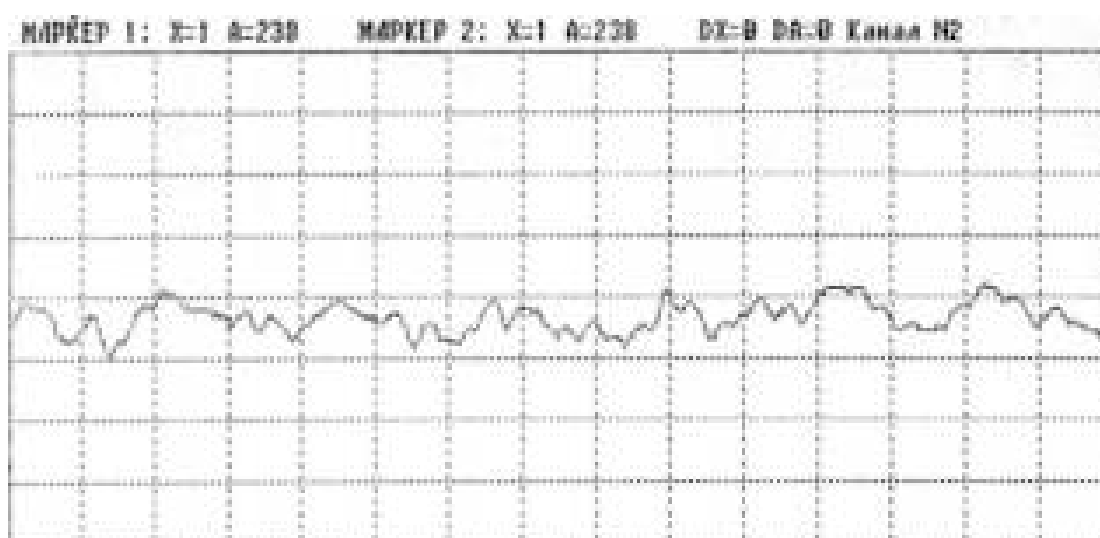


Рисунок 1.48 – Фотоплетизмограма четвертого грудного сегмента хворого І справа до лікування (№ 1). $A=5$ мм; $T=0,17$ с; $V_{\text{сеп.}}=29,4$ мм/с

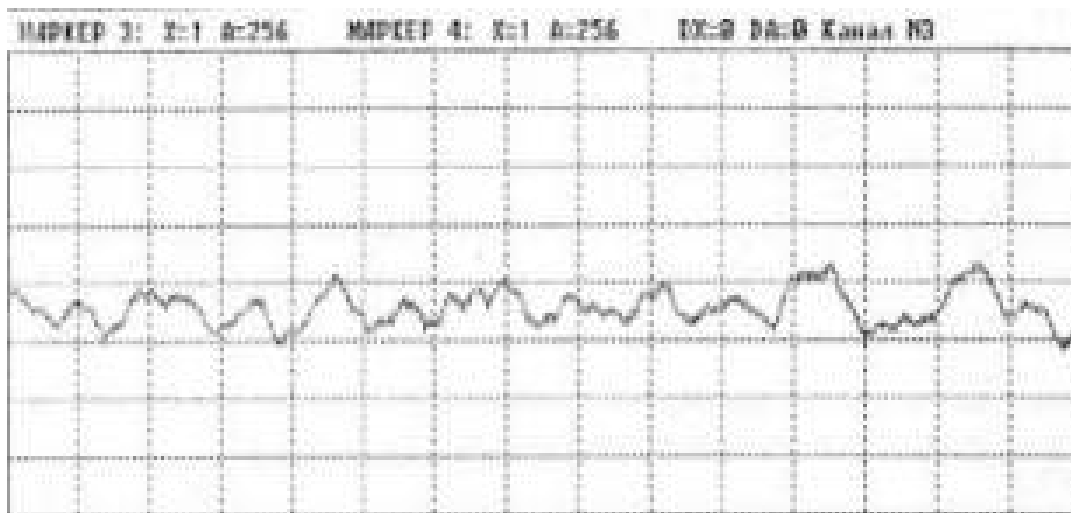


Рисунок 1.49 – Фотоплетизмограма четвертого грудного сегмента хворого І зліва до лікування (№ 2). $A=6$ мм; $T=0,14$ с; $V_{\text{сер.}}=42,9$ мм/с; коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №1 та №2 дорівнює 31,5%.

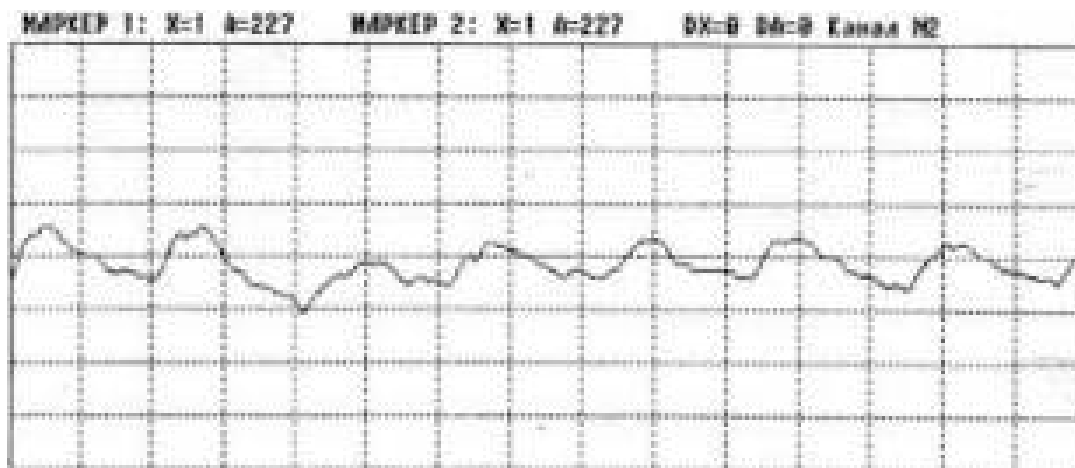


Рисунок 1.50 – Фотоплетизмограма п'ятого грудного сегмента хворого І справа до лікування (№ 3). $A=7$ мм; $T=0,12$ с; $V_{\text{сер.}}=41,7$ мм/с.

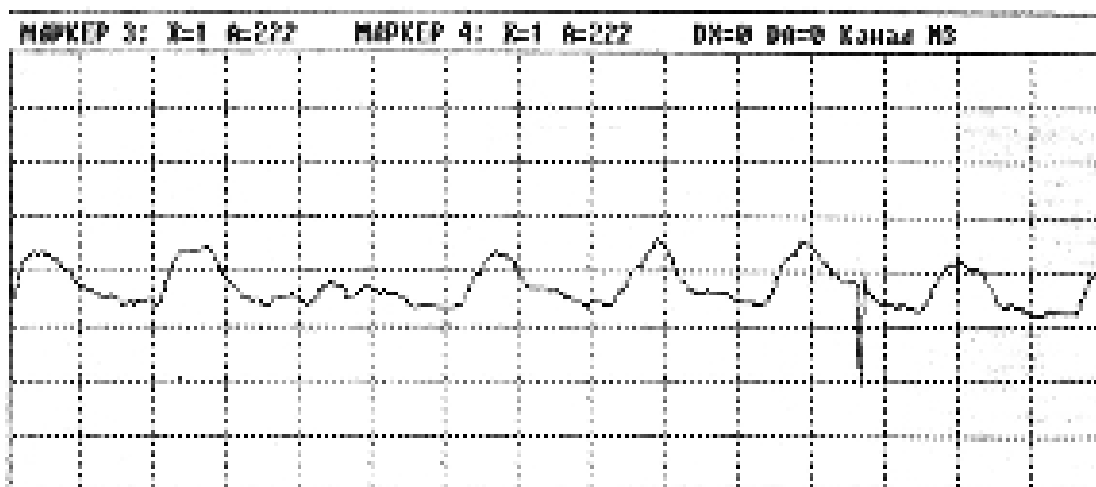


Рисунок 1.51 – Фотоплетизмограма п'ятого грудного сегмента хворого І зліва до лікування (№ 4). $A=7$ мм; $T=0,11$ с; $V_{\text{сер.}}=63,6$ мм/с; коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №3 та №4 =34,5%.

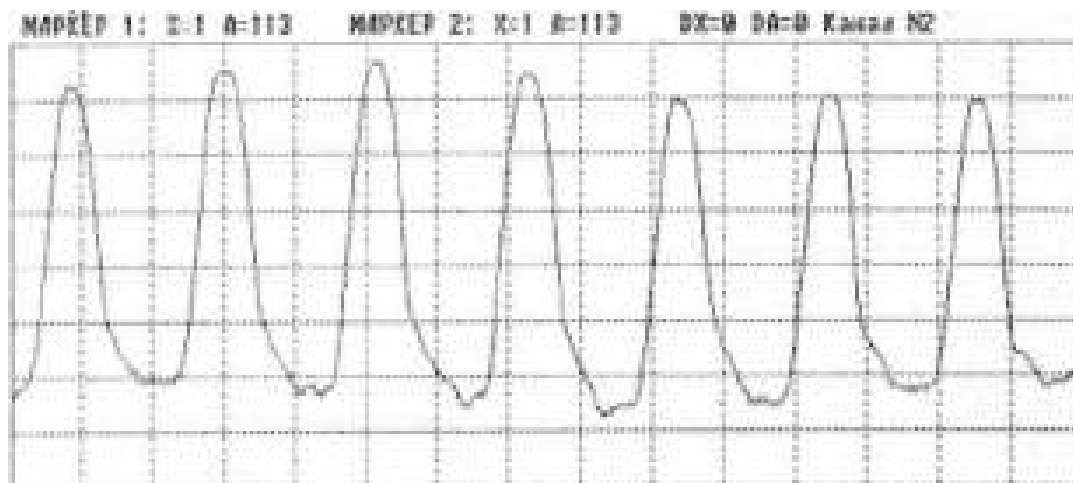


Рисунок 1.52 – Фотоплетизмограма четвертого грудного сегмента хворого I справа після лікування (№ 5). $A=38$ мм; $T=0,13$ с; $V_{\text{сер.}}=292,3$ мм/с.

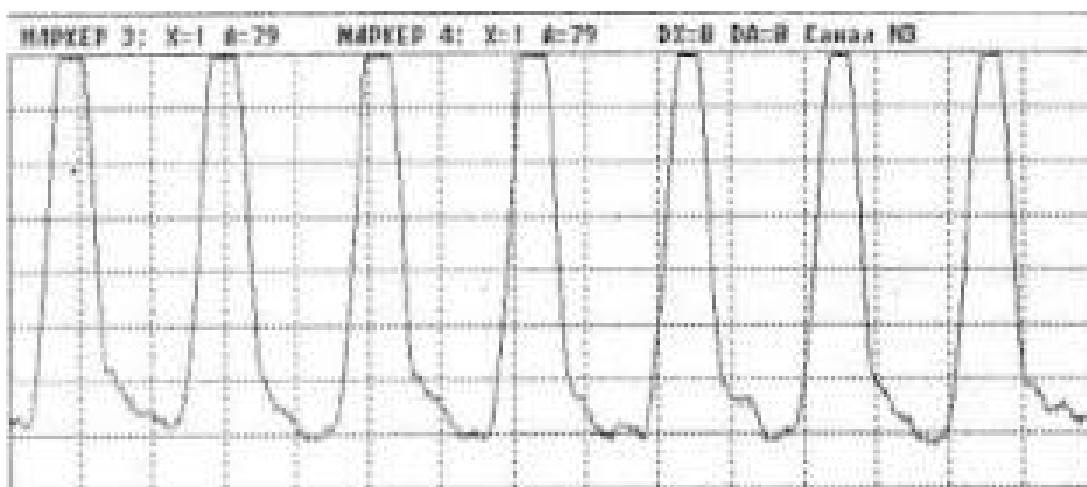


Рисунок 1.53 – Фотоплетизмограма четвертого грудного сегмента хворого I зліва після лікування (№ 6). $A=43$ мм; $T=0,14$ с; $V_{\text{сер.}}=307$ мм/с;
 коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №5 та №6 =5%;
 коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №2 та №6 =86%;
 коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №1 та №5 =89,9%.

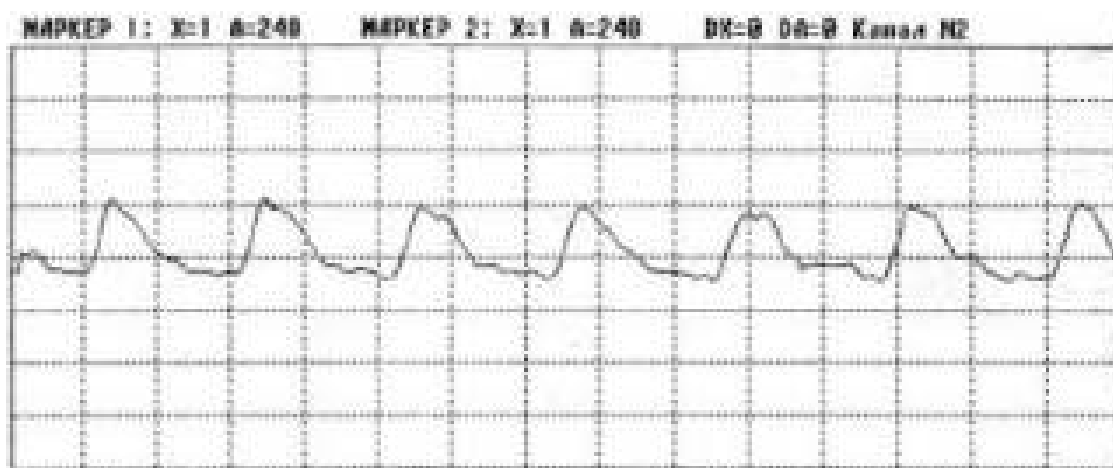


Рисунок 1.54 – Фотоплетизмограма п'ятого грудного сегмента хворого I справа після лікування (№ 7). $A=10$ мм; $T=0,07$ с; $V_{\text{сер.}}=142,9$ мм/с

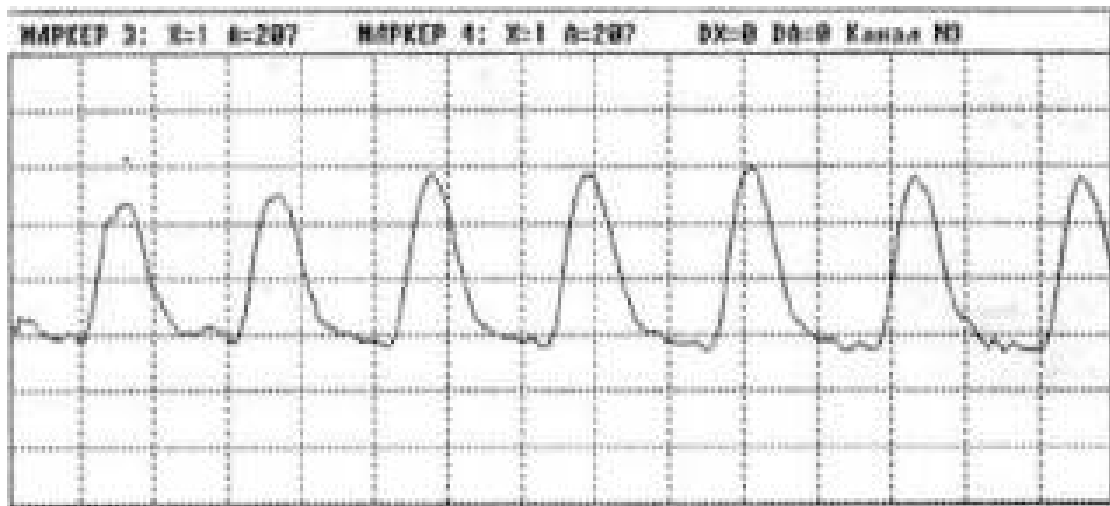


Рисунок 1.55 – Фотоплетизмограма п'ятого грудного сегмента хворого І зліва після лікування (№ 8). $A=19$ мм; $T=0,12$ с; $V_{\text{сер.}}=158,3$ мм/с.

Коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №7 та №8 =9,7%;
 коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №3 та №7 =70,8%;
 коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №4 та №8 =59,8%.

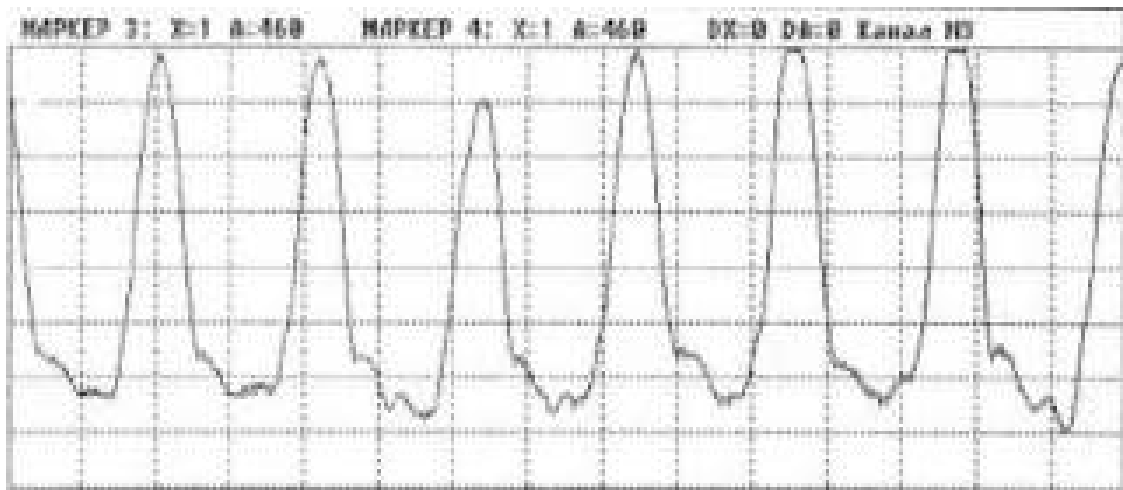


Рисунок 1.56 – Контрольна фотоплетизмограма хворого І (№ 9).

$A=36$ мм; $t=0,12$ с; $V_{\text{сер.}}=300$ мм/с; коефіцієнт асиметрії фотоплетизмограми №9 та № 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, = відповідно:
 90,2%; 89,5%; 85,1%; 78,8%; 2,6%; 2,3%; 52,4%; 47,2%.

Проведення вказаних операцій дозволяє звести до мінімуму помилки, особливо при автоматичному визначенні цифрових характеристик пульсових хвиль за допомогою програми «Osteo-1».

Особливості використання неінвазивного оптико-електронного приладу при діагностиці уражень судин у хворих на системний червоний вовчак

Системний червоний вовчак (СЧВ) є дифузним захворюванням сполучної тканини, яке уражає переважно людей молодого віку, характеризується

полісистемністю клінічних проявів, морфологічною основою якого є васкуліт. Ураження судин малого та середнього калібру при СЧВ проявляється клінічно у вигляді капіляритів [Bongard O. et al., 1997], артеріїтів, флебітів та тромбофлебітів [Vaussairat M., et al., 1997] і залежно від локалізації та ступеня активності може набувати маніфестних форм із загрозливими для життя наслідками, або ж характеризуватися субклінічним перебігом. Іншою, але так само частою, патологією судин при СЧВ є синдром Рейно, який має місце більш ніж у 50% хворих на СЧВ. Періодична вазоконстрикція, яка характеризує даний синдром, на початку захворювання виникає у відповідь лише на холодове подразнення, але з часом переходить у часті напади спазму судин кінцівок як на незначну зміну температури зовнішнього середовища, так і на будь-яке інше подразнення, що часто призводить до трофічних змін у дистальних ділянках пальців кистей, а з часом може бути причиною ішемічних некрозів кінцевих фаланг пальців. У багатьох випадках судинна патологія при СЧВ (особливо васкуліт) визначає важкість перебігу самого захворювання, а, нерідко, і його прогноз. Зокрема, при вовчаковому гломерулонефриті прогноз захворювання визначається саме важкістю запального процесу в клубочках нирок [6, 69, 126, 130].

Тому діагностика та лікування судинної патології при СЧВ є актуальною проблемою ревматології. З метою діагностики характеру та ступеня важкості ураження судинного русла в клінічній практиці застосовуються різні інструментальні методи дослідження. Зокрема, досить часто використовують такі методи як флебографія, осцилографія, сфігмографія, реографія, термографія, плетизмографія, тощо. Однак, незважаючи на великий перелік методів та досить тривалий період їх застосування, проблема діагностики судинної патології та порушення регіонарного кровообігу залишається до кінця не вирішеною. Особливо у випадках системної патології, коли страждають усі ланки судинного русла, як це має місце при СЧВ [6, 69, 126, 30].

Тому впровадження в клінічну практику нових методів оцінки стану регіонарного кровообігу (особливо, лазерних та оптоелектронних методів) дозволило б не тільки встановити важкість гемодинамічних порушень, але й об'єктивізувати ефективність фармакотерапії.

Методика та результати дослідження

У зв'язку з вище зазначеним, метою даного дослідження було визначити чутливість та відтворюваність результатів оцінки стану регіонарної гемодинаміки у хворих на СЧВ методом фотоплетизмографії та з його допомогою оцінити можливість корекції порушень гемоциркуляції шляхом

включення до комплексу лікування селективного блокатора рецепторів ангіотензину II першого типу ірбсартана [6, 69, 126, 130].

Відповідно до мети дослідження нами обстежено 39 хворих на системний червоний вовчак віком від 18 до 62 років. Серед обстежених було 38 жінок і 1 чоловік. Середній вік обстежених хворих становив $38,5 \pm 4,35$ роки. Діагноз СЧВ встановлювали на основі відомих критеріїв ACR (1982) [Tan E.M. et al., 1982], доповнених ACR (1997) [Hochberg M, 1997]. Усі хворі мали активні прояви захворювання і на підставі клініко-лабораторного обстеження 17 мали перший ступінь активності і 22 – другий. Тривалість захворювання коливалась від 2 до 20 років і складала в середньому $6,7 \pm 2,34$ роки. За характером перебігу захворювання у двох хворих він був гострим, а в решти (37) – хронічний. Усі хворі підлягали ретельному клінічному, лабораторному та інструментальному обстеженню. Відповідно до мети дослідження та залежно від отриманого лікування усі хворі були розподілені на 3 в основному репрезентативні групи. Першу групу склали 10 хворих, які не отримували вазоактивної терапії (контрольна група). До другої групи увійшли 11 хворих, яким до комплексу лікування окрім базисної терапії включали антагоніст кальцію ніфедіпін. Третю, основну групу, склали 18 хворих, яким замість ніфедіпіну давали ірБСартан 1 раз на добу в дозі 75 – 150. Напередодні та після 3-тижневого курсу лікування хворим проводилось дослідження мікроциркуляції периферійних судин за допомогою лазерного комплексу для їхнього оцінювання [69, 126, 130].

На рисунках 1.57 та 1.58 подано фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх та нижніх кінцівок хворої Ш, яка перебувала на стаціонарному лікуванні в Українському державному НДІ реабілітації інвалідів з діагнозом – *Системний червоний вовчак, акт. II. хронічний перебіг, еритема у вигляді «Метелика», фотосенсибілізація, міокардитичний міокардіосклероз СН I, поліартрит, ПРС II ст., синдром Рейно*, до і після отримання препарату ірБСартан.

Результати порівняння гемодинамічних показників (визначення коефіцієнта асиметрії) з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх (1) та нижніх кінцівок (2) подані в таблиці 1.7 [6, 69, 126, 130].

З аналізу таблиці 1.7 видно, що у хворої Ш після отримання препарату ірБСартан значно покращився рівень кровонаповнення на верхній та нижній кінцівках, відповідно у 2,71 та 2,55 рази (до уваги приймається найбільш інформативний показник, це рівень кровонаповнення).

Результати обстеження
фотост

Прізвище та ім'я: Шведенко

Дата народження: 05.03.99

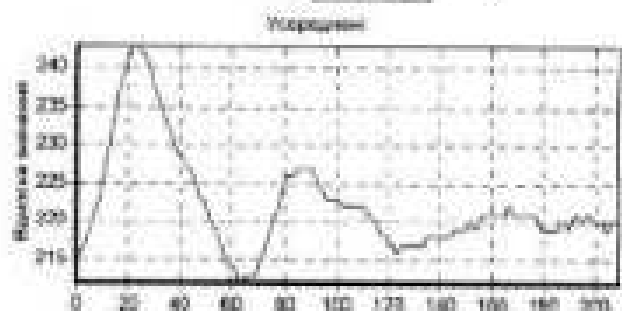
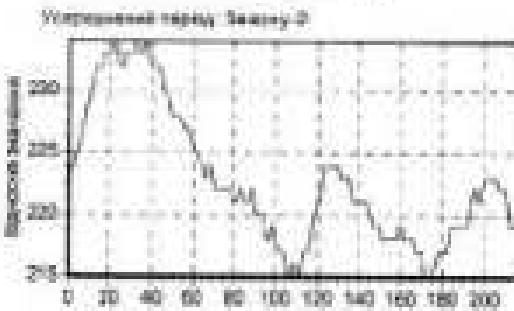
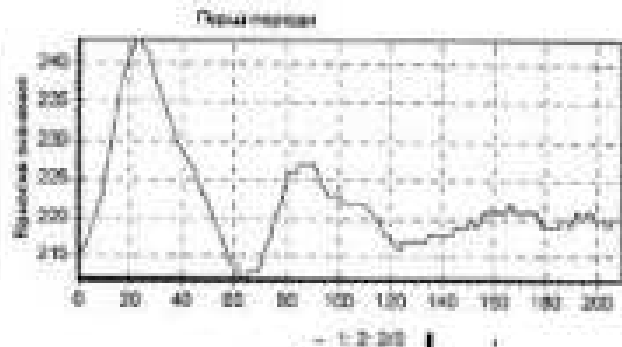
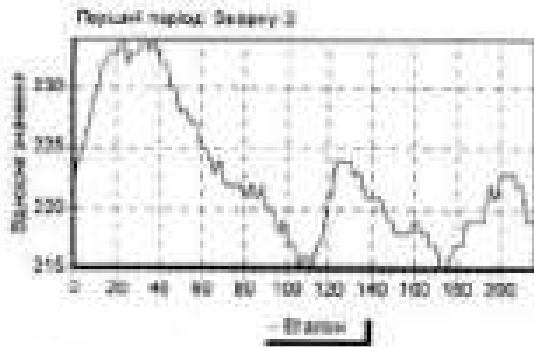


Рисунок 1.57 – Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх кінцівок до і після отримання препарату ірБСартан

Результати обстеження
фотост

Прізвище та ім'я: Шведенко

Дата народження: 05.03.99

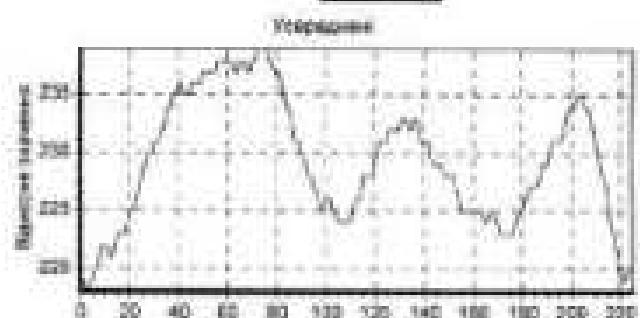
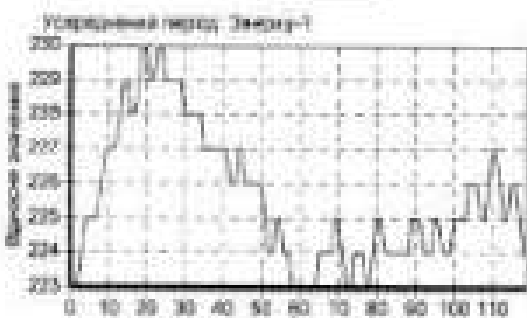
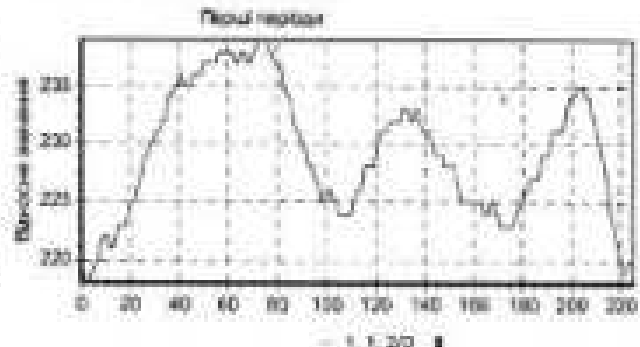
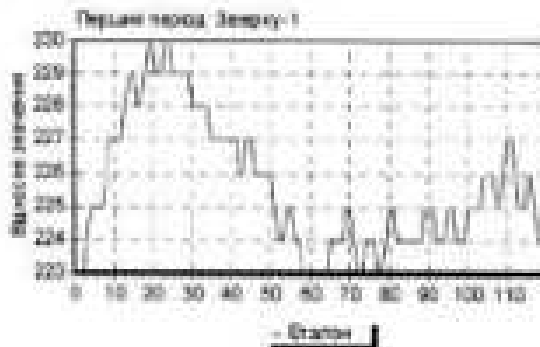


Рисунок 1.58 – Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців нижніх кінцівок до і після отримання препарату ірБСартан

Таблиця 1.7 – Результати порівняння гемодинамічних показників

№	Гемодинамічний показник	Умовні позначення	До отримання препарату		Після отримання препарату		Коефіцієнт асиметрії	
			1	2	1	2	1	2
1	Рівень кровонаповнення	РКН	7	11	19	28	2.71	2.55
2	Час кровонаповнення	ЧКН,мс	86	127	268	104	2.5	0.82
3	Рівень швидкого кровонаповнення	РШКН	2	10	8	20	4	2
4	Час швидкого кровонаповнення	ЧШКН, мс	32	61	105	71	3.28	2.16
5	Рівень повільного кровонаповнення	РПКН	5	1	11	8	2.2	0.5
6	Час повільного кровонаповнення	ЧПНК, мс	54	66	163	33	3.02	0.5
7	Рівень інцизури	РІ	4	2	6	2	2.5	1
8	Рівень діастолічного відтоку	РДВ	1	1	13	12	13	12
9	Частота серцевих скорочень	ЧСС	60	59	60	60	1	2.02

**Застосування оптико-електронної діагностичної системи
для аналізу мікроциркуляторних порушень
в запальних процесах щелепно-лицьової ділянки**

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, оснований на застосуванні лазерних та оптоелектронних приладів. До них належить і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровострум як в потужних венах і артеріях, так і в периферійних судинах і капілярах [6, 58, 78, 116, 118, 144, 146].

Метод. У клінічній стоматології обстеження мікроциркуляторної системи тканин і органів порожнини рота, щелепно-лицьової області становить суттєву зацікавленість як один із методів дослідження кровопостачання тканин. В останній час використання традиційних методів обстеження хворих і діагностики стоматологічних захворювань (огляд, перкусія, електроодонтодіагностика, реографія, рентгенографія та ін.) виявилися явно недостатніми для всебічного і поглибленого обстеження тканин і органів

порожнини рота, щелепно-лицьової області і загального стану організму [6, 58, 78, 116, 118, 144, 146].

Реєстрація таких кривих ускладнюється необхідністю ручного або напівавтоматичного калібрування медичної апаратури перед початком вимірювань, оскільки для різних хворих і різноманітних зразків апаратури масштаб і динамічний діапазон аналогового сигналу може бути різним. Розшифровка кривих також відбувається вручну з використанням обчисленого під час калібрування масштабного коефіцієнта і нанесеної на паперову стрічку самописа координатної сітки. Ручне оброблення біомедичних сигналів також має низькі функціональні можливості, тому що ускладнене накопичення результатів послідовності вимірювань, побудова графіків, діаграм і аналіз накопиченого масиву параметрів кривих.

Оптичний метод діагностики мікроциркуляції судин у щелепно-лицьовій області характеризується достатньо широким діапазоном можливостей реєстрації найрізноманітніших фізіологічних функцій тканин, органів і систем організму. Також відмінною рисою параметрів є їхня висока вибірність і точність. Оптичний метод також дозволяє використовувати поряд з лазерними та оптоелектронними датчиками гнучкі скловолоконні світловоди для дослідження мікроциркуляції.

Даний метод дозволяє проводити комплексну оцінку мікроциркуляторного русла за двома важливими показниками: морфологічними ознаками і функціональними характеристиками. Комплексний аналіз дозволяє одержати досить повну інформацію про стан мікроциркуляторного русла в нормі і патології [6, 58, 78, 116, 118, 144, 146].

За допомогою оптичного методу дослідження визначають ряд функціональних показників, що властиві усередині судин (рівень кровонаповнення, швидкість і характер кровотоку, тромбоутворення).

На основі отриманих даних можна диференціювати функціональні зміни судин мікроциркуляторного русла, а також характеризувати ряд гемодинамічних показників системи мікроциркуляції.

В результаті реєстрації пульсової хвилі оптичним методом отримані фотоплетизмограми, які характеризуються амплітудними (максимальна амплітуда пульсової хвилі, відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі, відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі, амплітуда венозної хвилі) та часовими характеристиками (тривалість пульсового коливання, період швидкого та повільного кровонаповнення, тривалість анакротичної та

катакrotичної фази, амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі (максимальна швидкість швидкого кровонаповнення, швидкість повільного кровонаповнення, індекс периферійного опору, швидкість відтоку).

Експериментальні результати. У хворих пародонтозом проявляються значні зміни мікроциркуляторного русла слизистої оболонки ясна, які виражаються появою рядом ознак: передкапілярний відтік, деформація судин, розширювання артеріальної та венозної частин капілярів, уповільнення кровотоку (Приємський, 1968). Лазерні та оптоелектронні методи значно розширюють уявлення про роль змін мікроциркуляції та природу клінічних симптомів пародонтозу [6, 58, 78, 116, 118, 144, 146].

На основі розглянутого методу розроблено діагностичну оптико-електронну систему для визначення ступеня кровонаповнення в щелепно-лицьовій області (рис. 1.59).



Рисунок 1.59 – Лазерний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень

На рис. 1.60 та 1.61 наведено фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу; та в області з нормальним кровонаповненням.

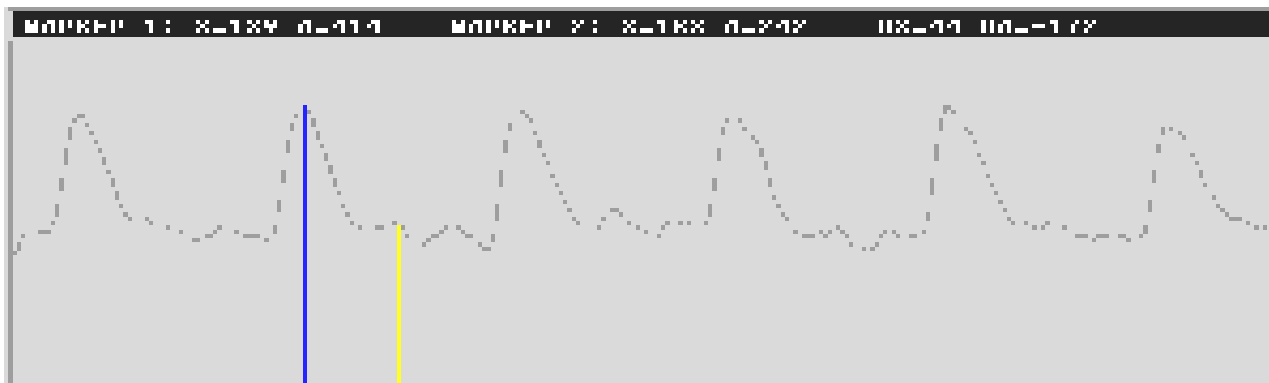


Рисунок 1.60 – Фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу



Рисунок 1.61 – Фотоплетизмографічний сигнал в області з нормальним кровонаповненням

Клінічні випробування, проведені в міській лікарні №2 міста Вінниця (відділення щелепно-лицьової хірургії) показали, що в людей з ураженими органами порожнини рота, щелепно-лицьової області мікроциркуляція відрізняється від норми. У більшості випадків спостерігалась відмінна якість сигналів, які інформували про стан судин. Збільшення амплітуди пульсової хвилі та зміна характерних параметрів фотоплетизмограми (час анакрати, час швидкого й повільного кровонаповнення і т.д.) посвідчувало наявність процесу запалення в цій області.

Таким чином метод дослідження порушень мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області на основі ФПГ дозволяє не тільки точно виявити місце запального процесу на ранніх стадіях, а також розпізнати форму захворювання, що необхідно для своєчасного призначення адекватної терапії.

**Застосування оптико-електронних та лазерних технологій
під час аналізу мікроциркуляторних змін
у осередок гострого гнійного запалення в ділянці нижніх кінцівок**

Метою дослідження було визначення стану локальної мікроциркуляції у хворих з гнійно-запальними процесами м'яких тканин в ділянці нижніх кінцівок методом фотоплетизмографії та за його допомогою оцінити можливість корекції порушень мікроциркуляції шляхом включення до комплексу лікування тренталу [3.7-Диметил-1-(5-оксогексил)-ксантин]. Трентал володіє судинорозширюючим ефектом, сприяє покращенню постачання кисню тканинам, гальмує агрегацію тромбоцитів, покращує мікроциркуляцію [6, 72, 83, 143].

Відповідно до мети дослідження було обстежено 30 хворих з гнійно-запальними процесами м'яких тканин у ділянці нижніх кінцівок віком від 18 до 64 років. Серед обстежених було 11 жінок і 29 чоловік. Середній вік обстежених хворих становив 38,8 років. Всі хворі були поділені на дві, в основному репрезентативні, групи: основну – 16 хворих (до комплексу консервативної терапії було включено трентал 2%-5,0 внутрішньосудинно на 250 мл ізотонічного розчину 1 раз на добу) і контрольну – 14 хворих. Хворі обох груп були прооперовані на першу добу після поступлення в клініку. Дослідження мікроциркуляції проводилося за допомогою лазерного комплексу для оцінки мікроциркуляції периферійних судин при поступленні хворих у клініку та на 4–5 добу. Використаний нами в дослідженні оптико-електронний комплекс раніше з успіхом був застосований в щелепно-лицьовій хірургії (7), терапії (1), вертебології (2). Розподіл хворих за статтю, віком, за нозологіями подані в таблиці 1.8, динаміка перебігу захворювання – в таблиці 1.9.

Застосування оптико-електронного приладу дозволяє отримати достовірну інформацію про стан мікроциркуляторних змін у вогнищі гнійного запалення і на основі одержаної інформації внести корективи в комплекс лікувальних заходів, що показало доцільність призначення в комплекс терапії тренталу для лікування гнійно-запальних захворювань м'яких тканин нижніх кінцівок [6, 72].

Таблиця 1.8 – Розподіл хворих

Групи	Кількість	Вік	Стать				Флегмона		Нагноена гематома		Фурункул, карбункул		Інфікована рана	
			Ч		Ж		п	%	п	%	п	%	п	%
			п	%	п	%								
основна	16	38,9 _±	9	56,3	7	43,7	9	56,3	3	18,7	1	6,3	3	18,7
контрольна	14	38,4 _±	10	71,4	4	28,6	5	35,7	4	28,6	3	21,4	2	14,3

Таблиця 1.9 – Динаміка перебігу ранового процесу

Групи хворих	Критерії перебігу ранового процесу (M±m)			Ліжко-день
	Некролізис	Поява грануляцій	Початок епітелізації	
основна	5,05±	6,75±	8,45±	10±
контрольна	7,86±	9,86±	12,3±	15,78±

1.12 Контрольні завдання

1. Поясніть механізм формування електрокардіографічних сигналів.
2. Назвіть основні параметри ЕКГ.
3. Укажіть особливості ЕКГ у різних відведеннях.
4. Поясніть методи визначення положення електричної осі серця.
5. Укажіть основні зміни форми ЕКГ сигналів та формування комплексів ЕКГ за деяких типових функціональних та патологічних станів організму.
6. Поясніть методи та засоби вимірювання і реєстрації біопотенціалів серця.
7. Поясніть основні підходи щодо обробки ЕКГ сигналів.
8. Укажіть основні характеристики реосигналів. параметри. Поясніть функціональну схему монітору АТ з використанням двох непрямих методів вимірювання.
9. Поясніть фотоплетизмографічні методи оцінювання периферійного кровообігу.

СПИСОК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Свиридов О.І. Анатомія людини: Підручник / За ред. І.І. Бобрика. – К.: Вища школа, 2000. – 399 с.
2. Людина. Навчальний посібник з анатомії та фізіології / Пер. з англ. Наукові редактори О. Заячківська, М. Гжегоцький, – Львів: Бак, 2003. – 240 с.
3. Ганонг Вільям Ф. Фізіологія людини / Пер. з англ. Наукові редактори перекладу М. Гжегоцький, В. Шевчук, О. Заячківська. – Львів: Бак, 2002. – 784 с.
4. Федонюк Я.І., Мицкан Б.М., Попель С.Л. та ін.. Функціональна анатомія / за ред. Федонюка Я.І. – Тернопіль: Навчальна книга-Богдан, 2007. – 552 с.
5. Гайда С.П. Анатомія і фізіологія людини – К.: Вища школа, 1980. – 216 с.
6. Анатомический атлас человека тела в 3-х томах / под. ред. Ф. Кишш, Я. Сентаготаи. – Будапешт: медицина, 1973.
7. Ємчик Л.Ф., Кміт Я.М. Медична і біологічна фізика: Підручник. – Львів: Світ, 2003. – 592 с.
8. Покровский В.М., Коротько Г.Ф., Кобрин В.И. Физиология человека в 2-х томах. – М.: Медицина, 1997.
9. Морман Д., Хеллер Л. Физиология сердечно-сосудистой системы. – СПб.: Питер, 2000.
10. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека в 4-х томах – М.: Медицина, 1996.
11. Абакумов В.Г., Геранін В.О. та ін.. Біомедичні сигнали та їх обробка. – К.: Век+, 1998. – 402 с.
12. Доцицин В.Л. Клинический анализ электрокардиограмм. – М.: Медицина, 1982. – 233 с.
13. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. 5-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2001. – 312 с.
14. Витрук С.К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы. – М.: Медицина, 1990. – 224 с.
15. Іванушкіна Н.Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: Навч. посібник / Н.Г. Іванушкіна, В.О. Фесечко. – К.: НТТУ «КПІ», 2007. – 116 с.
16. Шанин В.В. Вычислительная электрокардиография. – М.: Мир, 1991. – 265 с.

17. Циммерман Ф. Клиническая электрокардиография. – М.: БИНОМ, 2008.
18. Суворов А.В. Клиническая электрокардиография. – 1993. – 128 с.
19. Псахис М.Б. Исследование РЕГ – кривых на ЭВМ. – М.: Медицина, 1990.
20. Лищук В.Л. Математическая теория кровообращения. – М. Медицина, 1991. – 230 с.
21. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983.
22. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: МИА, 1997. – 528 с.
23. Хэмптон Дж.Р. Основы ЭКГ. – М.: Мед. лит., 2006. – 224с.
24. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: Медицина, 1991. – 534с.
25. Зенков Л.Р. Клиническая эпилептология (с элементами нейрофизиологии). – М.: МИА, 2002.
26. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) Руководство для врачей. 3-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 368с.
27. Русинов В.С. Клиническая электроэнцефалография. – М.: Медицина, 1987. – 527с.
28. Тодорів І.В. Електроенцефалографія в психіатрії. – Івано-Франківськ: Місто НВ, 2004. – 76с.
29. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. – М.: Наука, 1984.
30. Полторацкий Р.П. Методология неврологического диагноза. – Київ: Здоров'я, 1991.
31. Шульговский В.В. Основы нейрофизиологии. – М.: Аспект Пресс, 2000.
32. Бехтерева Н.П. Магия мозга и лабиринты жизни. – М.: АСТ, СПб.: Сова, 2007.
33. Андреева Е.А., Хуторская О.Е. Спектральный метод анализа электрической активности мышц. – М.: Наука, 1987. – 284 с.
34. Шамшинова А.М., Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. – М.: Медицина, 1999. – 416 с.
35. Лисенко О.М. Сучасні методи дослідження слуху людини: Монографія. – К.: КВІЦ, 2002. – 176 с.
36. Саблин О.А., Гриневич В.Б., Успенский Ю.П., Ратников В.А. Функциональная диагностика в гастроэнтерологию – Спб., 2002. – 83с.

37. Смирнова Г.О., Силуянов С.В. Периферическая электрогастро-энтерография в клинической практике. / Под ред. Ступина В.А. – 2009. – 20 с.
38. Мачерет ЕЛ., Коркушко О.О. Основы электро- и акупунктуры. – К.: Здоров'я, 1993. – 392 с.
39. Агаханян Т.М., Никитаев В.Г. Электронные устройства в медицинских приборах. – М.: БИНОМ, 2005.
40. Akay M., Marsh A. Information Technologies in Medicine. – John Wiley & Sons, 2001.
41. Фрейзер О. Микрокомпьютеры в физиологии. – М.: Мир, 1990. – 180 с.
42. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л. Розробка алгоритмічної бази для мікроелектронних систем аналізу біомедичних сигналів // Вісник ДУ «Львівська політехніка», № 401, 2000.
43. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., Мандзяк Г.М. Моделирование поверхностного разложения спектра Фур'є для систем нейровизуализации биопотенциалов // Вісник НУ «ЛП». «Електроніка», 2001 – № 430 – С.109–113.
44. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., Смеркло Л.М. Багатофункціональні генератори-синтезатори сигналів для медичних електронних систем. // Вісник НУ «ЛП». «Електроніка», 2002. – № 455. – С. 74–79.
45. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л. Методи та алгоритми підвищення точності та інформативності аналізу кардіосигналів. // Вісник НУ ІЛПІ. «Елементи теорії та прилади твердотілої електроніки», № 512, 2004. – С. 55–57.
46. Дорош Н.В., Кунтий Ю.В., Кучмій Г.Л., Смеркло Л.М. Розробка та моделювання програмного інтерфейсу з нелінійною картою рідераку для медичних систем електропунктурної експрес-діагностики. – Вісник НУ «ЛП». «Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика», № 522, 2005. – С. 48–53.
47. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., Калюжна К.Р. Моделирование алгоритмов обработки электроэнцефалограм для микроэлектронных систем контроля электрической активности мозга. – Вісник НУ «ЛП». «Елементи теорії та прилади твердотілої електроніки», № 542, 2005. – С. 80–84.
48. Готра З.Ю., Дорош Н.В., Кучмій Г.Л. Методи підвищення чутливості біомедичних мікроелектронних сенсорів тиску. // Міжнародна науково-технічна конференція «Сенсорна електроніка і мікросистемні технології». Тези доповідей. – Одеса, 2004. – С. 229.
49. Готра З.Ю., Дорош Н.В., Кучмій Г.Л. Аналіз сучасних електронних засобів для біометрії // Вісник НУ ІЛПІ. «Елементи теорії та прилади твердотілої електроніки», № 569, 2006. – С. 17–21.
50. Dorosh N., Klepacki D., Gotra O. Microelektronic sensors for Medical-Biological Researches. // Proceedings 5-International Symposium on MTM, Pitesti. – 2001. – P. 46–49.

51. Dorosh N. Spektral Methods of Digital Signals Modeling. // Proceeding 25– International Conference IMAAPS. – Poland, 2001. – P. 229–303.
52. Акулов Л.Г., Муха Ю.П. Адаптивні методи в електроенцефалографічних вимірюваннях // Біомедичні технології та радіоелектроніка, 2007. – №1. – С. 56–60.
53. Исаков Р.В., Батоцыренова Т.Е., Сушкова Л.Т. Повышение информативности оценки variability сердечного ритма // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2007. – №5–6. – С. 23–28.
54. Бабкин Н.Ф., Котин В.В. Выявление признаков патологической активности на ЭЭГ с использованием вейвлет-анализа // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2006. – №10. – С. 37–42.
55. Сидоренко А.В., Ходулев В.И. Нелинейный анализ электромиограмм // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2006. – №11. – С. 23–28.
56. Кожем'яко В.П., Готра З.Ю., Микитюк З.М., Павлов С.В., Готра З.О. Біомедичні оптикоелектронні інформаційні системи і апарати, Ч.3 – Лазерні біомедичні системи: Навчальний посібник. – Вінниця, ВДТУ, 2000. – 143 с.
57. Биотехнические системы: теория и проектирование / Б.М. Ахутин, А.Г. Немирко, Н.Н. Першин и др. Л.: ЛГУ, 1981. – 220 с.
58. Паралельно-ієрархічне перетворення як системна модель оптикоелектронних засобів штучного інтелекту: (Монографія) / В.П. Кожем'яко, Ю.Ф. Кутаєв, С.В. Свечніков, Л.І. Тимченко, А.А. Яровий – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2003. – 324 с.
59. Паралельно-ієрархічне перетворення і Q-обробка інформації для систем реального часу: (Монографія) / М.О. Ковзель, Л.І. Тимченко, Ю.Ф. Кутаєв, С.В. Свечніков, В.П. Кожем'яко, О.Т. Стасюк, С.П. Білан, Л.В. Загоруйко – К.: КУЕТТ, 2006. – 492 с.
60. Квантові перетворювачі на оптоелектронних логіко-часових середовищах для око-процесорної обробки зображень: (Монографія) / В.П. Кожем'яко, Т.Б. Мартинюк, О.І. Суприган, Д.І. Клімкіна. – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2007. – 126 с.
61. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: (Монографія) / С.В. Павлов, В.П. Кожем'яко, В.Г. Петрук, П.Ф. Колісник. – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2007. – 254 с.
62. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.– Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.
63. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень: (Монографія) / В.П. Кожем'яко, С.В. Павлов, К.І. Станчук – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2006. – 203 с.

64. Володарский Е.Т., Малиновский Б.Н., Туз Ю.М. Планирование и организация измерительного эксперимента. – К: Вища школа, 1987. – 280 с.
65. Тимчик Г.С. Про дифракцію світлової хвилі на впродовжньо-асиметричній щілині // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, 2001. – № 2. – С. 129–134.
66. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А. Вайнтрауб, Т.Р. Клочко. – К.: МП Леся, 2004. – 64 с.
67. Мікроелектронні сенсори фізичних величин. Том 3. Книга 2 / В. Вуйцік, З.Ю. Готра, О.З. Готра, В.В. Григор'єв, В. Каліта, О.М. Мельнік, Є. Потецькі, В.В. Черпак. – За ред. З.Ю. Готри. – Львів: Ліга-Перес, 2007. – 367 с.
68. Кузовик В.Д., Іванець О.Б., Шабанова С.Ю. Процедура побудови математичної моделі процесу експлуатації та ремонту медичного обладнання // Електроніка та системи управління. – 2005. – № 4. – С. 105–110.
69. Азаров О.Д., Архипчук О.А., Захарченко С.М. Високолінійні порозрядні АЦП з ваговою надлишковістю для систем реєстрації та оброблення сигналів. Монографія. – Вінниця: Універс.-Вінниця, 2005. – 125 с.
70. Хаїмзон І.І. Розробка та дослідження ефективності нових інформаційних технологій ведення, обробки та обліку медичної документації в умовах відділення стаціонару: Автореф. дис. д-ра техн. наук: 05.13.02 / НАН України. – К., 1995. – 30 с.
71. Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології: Підручник: 1 т. / М. Дорожець, В. Мотало, Б. Стадник, В. Василюк, Р. Борек, А. Ковальчик; За ред. Б. Стадника. – Львів: Видавництво Національного університету «Львівська політехніка», 2005. – 532 с.
72. Иванов А.П. Оптика рассеивающих сред.–Мн.: Наука и техника, 1969. –592 с.
73. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии.–М.: Изд. иностр. лит., 1953. – 431 с.
74. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной «отражательной» оксиметрии // Мед. техника. – 1993. – №3 – С. 36–42.
75. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие/ под ред. Х.-П.Берльена, Г.Й.Мюллера. – М.: Интерексперт, 1997.
76. Минцер О.П., Молотков В.Н. и др. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник. – К.: Наукова думка, 1986. – 374 с.
77. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Марков С.М., Гальченко Я.О. Оптичний метод діагностики мікроциркуляторних порушень в хребетно-рухомих сегментах // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – №3. – С.131 – 136.

78. Павлов С.В., Рами Хамди, Колесник П.Ф., Троян А.С., Готра О.З. Анализ оптических методов оценки физиологических свойств кожи // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – №3. – С. 137 – 141.
79. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Гальченко Я.О., Барило О.С. Оптические методы оценки микроциркуляции в щелепно-лицевой области // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1999. – №3. – С.56 – 60.
80. Павлов С.В., Барило О.С., Гальченко Я.О., Мохамед Ельхатиб, Кожем'яко Н.В. Лазерный диагностический комплекс анализа микроциркуляторных нарушений при запальных процессах щелепно-лицевой области // Український журнал медичної техніки та технології. – 2000. – № 1–2. – С. 37 – 39.
81. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Понура О.І., Кожем'яко К.В. Застосування КVP-перетворень в засобах представлення інформації // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – №1. – С. 101–106.
82. Кожем'яко В.П., Салдан Й.Р., Павлов С.В., Хані Аль-Зубі, Мисловський І.В., Салдан Ю.Й. Анализ изображений вторинної флюоресценції при діагностиці захворювань рогівки // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – №3. – С.147 – 149.
83. Kozhemyako V.P., Pavlov S.V., Chepornyuk S.V., Kolesnic P.F., Zabrobskay S.A. Method of Cardio-Vascular System State Estimation by Level of Eye Conjunctiva Microcirculation // Реєстрація, зберігання і обробка даних. – 2000. – Т. 2, №4. – С.57 – 61.
84. Павлов С.В., Ошовська Т.Т., Тужанський С.Є., Матохнюк М.В., Павленко М.В. Ефективність застосування лазерних технологій в медичній практиці // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2001. – № 2. – С. 120 – 123.
85. Салдан Й.Р., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Станчук К.І., Семенець О.М., Дауд Аммар Алі. Застосування оптико-електронних інформаційних систем для аналізу мікроциркуляції кон'юнктиви ока // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2001. – № 2. – С. 124 – 128.
86. Годованюк В.Н., Добровольский Ю.Г., Остапов С.Э, Раренко И.М., Фотий В.Д. Состояние и перспективы микрофотоэлектронного комплекса в Черновицком регионе Украины // Прикладная физика, 2003. – № 3.– С. 72–83.
87. Сахновский М.Ю. Исследование оптических свойств светорассеивающих сред с малым удельным поглощением: Дисс. канд. физ.-мат. наук: 05.11.07. – Л.: ГОИ, 1965. – 154 с.
88. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – Г.: Наука, 1989. – 238 с.

89. Павлов С.В., Станчук К.І., Мохамед Ель-Хатіб, Семенець О.М. Методи обробки біосигналів із застосуванням фільтрації // Вимірювальна обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2001.–№2. – С. 96–100.
90. Павлов С.В., Мохамед Ель-Хатіб, Матохнюк М.В., Семенець О.М. Метрологічний аналіз інформаційно-вимірювального каналу оптико-електронної системи для дослідження мікроциркуляції // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2001. – № 3. – С.36 – 39.
91. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Марков С.М., Мохаммед Ель-Хатіб, Шевчук О.В., Дідик І.Л. Оптикоелектронний метод вивчення судинних і мікроциркуляторних порушень у хреботно-рухомих сегментах за коефіцієнтом асиметрії // Український журнал медичної техніки і технології. – 2001. – №1. – С. 27 – 32.
92. Володарський Є.Т., Кошева Л.О. Статистична обробка даних. – К.: НАУ, 2008. – 308 с.
93. Кузьмин И.В. Оценка эффективности автоматических систем контроля и управления – М.: Советское радио, 1971. – 296 с.
94. Ротштейн О.П., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Марков С.М., Лівшиць І.І. Способ оценки стану серцево-судинної системи методом нечітких множин // Применение лазеров в медицине и биологии: XXV Международная научно-практическая конференция. Луцк, 24- 28 мая 2006 г. – Харьков, 2006. – С.127 – 128.
95. Ротштейн А.П. Медицинская диагностика на нечеткой логике. – Винница, Континент, 1996. – 132 с.
96. Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины. – «Федос Лтд.» – К., 1999. –199 с.
97. Шарпан О.Б. Дослідження частотних і часових характеристик протяжних невзаємних об'єктів модифікованим методом спектрометрії // Вісник ЖДТУ / Технічні науки. – 2005. – № 2 (31). – Том 1. – С. 144–149.
98. Шарпан О.Б., Безякіна Д.В. Оцінка впливу неоднорідності біотканини на чутливість частотного розподілу комплексного електричного імпедансу // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2005. – № 6. – С. 14–18.
99. Рибін О.І., Сакалош Т.В., Шарпан О.Б. Аналіз пульсограм на базі процедури нормалізації ортогональних перетворень REX // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2005. – № 4. – С. 29–33.
100. Рыбин А.И., Шарпан О.Б., Григоренко Е.Г., Сакалош Т.В. Коэффициенты трансформант нормализованных ортогональных преобразований и диагностика пульсограмм // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування. – 2005. – Вип. 30. – С. 148–156.

101. Гусєва О.В., Найдєнко В.І., Шарпан О.Б. Оцїнка чутливості вимірювань потенціалів при багатоканальній їмпедансній томографії // Науковї вістї НТУУ «КПІ». – 2006. – № 1. – С.12–18.
102. Шарпан О.Б., Мітров О.П. Аналіз характеру залежності між пульсовим тиском в артерії та амплїтудою неїнвазивно зарєєстрованого пульсового сигналу // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. радіотехніки і радіоапаратобудування. – 2006. – № 33. – С. 136–141.
103. Акаєв А.А., Майоров С.А. Оптические методы обработки информации. – М.: Высшая школа., 1988.– 214 с.
104. Цидєлко В.Д., Яремчук Н.Д. Метрологическое обеспечение ЭВМ. – К.: УМК ВО, 1988. – 100 с.
105. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Колєсник П.Ф., Бурденюк І.І. Оптико-електронні біотелеметричні системи для підтримки прийняття рішень // Internet. Education. Science. Proceedings of Fifth International Conference «New Information and Computer Technologies in Education and Science «IES-2006». – Vinnytsia, 2006. – V.2. – P. 621 – 623.
106. Барияк А.Я., Павлов С.В., Барило О.С., Шевчук І.В. Ефективність застосування лазерних технологій в стоматології // Применение лазеров в медицине и биологии: XXVI Международная научно-практическая конференция. Ялта, 11–14 октября 2006 г. – Харьков, 2006. – С. 14–15.
107. Павлов С.В., Мысловский И.В., Ганыш Н.В. Оптоэлектронная информационно-измерительная система анализа гемодинамики сердечно-сосудистой системы // Применение лазеров в медицине и биологии: XXVI Международная научно-практическая конференция. Ялта, 11–14 октября 2006 г. – Харьков, 2006. – С. 161–162.
108. Павлов С., Барило О. Ахмед Авад. Оптоелектронні технології аналізу мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області // Сучасні проблеми мікроелектроніки, радіоелектроніки, телекомунікації та приладобудування (СПМРТП-2006): II Міжнародна науково-технічна конференція. Вінниця, 16–19 листопада 2006 р. – Вінниця, 2006 – С. 153 – 154.
109. Коробов А.М., Павлов С.В., Васюра А.С., Клебановська О.В., Кравець О.А., Ганыш Н.В. Перспективність застосування фотонних технологій в біомедичній практиці // Применение лазеров в медицине и биологии. Шестые Васильевские чтения: XXVII Международная научно-практическая конференция. Харьков, 18–21 апреля 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 28–29.
110. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Шевченко О.В. Багатофункціональний прилад віддаленого діагностування // Применение лазеров в медицине и биологии. II Шахбазовские чтения: XXVIII Международная научно-практическая конференция. Ялта, 21–24 октября 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 130 – 132.

111. Павлов С.В., Василенко В.Б., Барило О.С. Фотоплетизмографічні технології при аналізі периферійної мікроциркуляції у щелепно-лицьовій області // Применение лазеров в медицине и биологии. II Шахбазовские чтения: XXVIII Международная научно-практическая конференция. – Ялта, 21–24 октября 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 132 – 134.
112. Петрук В.Г., Кватернюк С.М., Солоненко В.І., Павлов С.В. Дослідження інтерактивного поляризаційного спектро-екстинкциметра // Применение лазеров в медицине и биологии. II Шахбазовские чтения: XXVIII Международная научно-практическая конференция. – Ялта, 21–24 октября 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 134 – 135.
113. Павлов С.В., Ганиш Н.В., Коробов В.А., Бурденюк І.І., Поплавський О.А. Створення оптико-електронних інформаційних технологій «око-процесорного типу» для контролю та аналізу біомедичних сигналів. Вінниця: ВНТУ.– 2012. – 220 с.
114. Бугер П. Оптический трактат о градации света. – М.–Л.: Изд. АН СССР, 1950. – 479 с.
115. Гуревич М.М. Поправки к измерениям свойств светорассеивающих веществ при помощи шара Ульбрихта // Тр. ГОИ. – Т. 6, №59. – 1931. – С. 27–39.
116. Kubelka P., Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche // Zeits. fur techn. Physik. – 1931. – Vol.12. – S. 593–601.
117. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.
118. Захаров И.П., Кукуш В.Д. Теория неопределенности в измерениях. Учеб. пособие. – Харьков: Консум, 2002. – 256 с.
119. Богачук В.В., Кухарчук В.В., Кацев С.Ш., Говор І.К. Оцінка комбінованої стандартної невизначеності вимірювань вологості сипучих матеріалів // Вісник ВПІ. – 2007. – №3. – С.59 – 66.
120. Утц С. Р., Кнушке П., Синичкин Ю.П. Применение неинвазивных методов диагностики в экспериментальной дерматологии // Вестник дерматологии. – 1997. – № 1. – С. 13 – 16.
121. Продеус А.Н., Захрабова Е.Н. Экспертные системы в медицине. К.: ВЕК, 1998. – 320 с.
122. Arnost Fronek. Noninvasive Diagnostic in Vascular Disease. – McGraw-hill Book Company, 1989. – С. 22–25.
123. Кирчик В.С., Красников В.С., Толасов В.А. Качественная оценка эффективности систем диагностирования // Повышение качества и надежности промышленных изделий: – Л., 1978.
124. Павлов С.В. Разработка и исследование оптоэлектронной информационно-измерительной системы преобразования биомедицинской

информации // Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук, Винница. – 1995. – С. 114.

125. Назаренко Л.А., Полевой В.И., Купко А.Д. и др. Оптимизация конструкции диффузной интегрирующей сферы и способа измерения спектральных коэффициентов отражения // Украинський метрологічний журнал. – 2000. – №2. – С.40 – 44.

126. Spigulis J. Optical non-invasive monitoring of skin blood pulsations // Appl. Optics. – 2005. – Vol. 44. – P. 1850–1857.

127. Петрук В.Г., Томчук М.А., Моканюк О.І. Аналіз спектрів дифузного відбивання інтактною і травмованою біотканини // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – №2. – С.149 – 151.

128. Гуревич М.М. Фотометрия (теория, методы и приборы). – Л.: Энергоатомиздат, 1983. – 204 с.

129. Петрук В.Г., Томчук М.А., Гаркушевський В.С. Аналіз трансформації світлового поля у інтегрувальному резонаторі // Вісник ВПІ. – 1997. – №1. – С. 88–93.

130. Петрук В.Г., Томчук М.А., Черноволик Г.О., Бозняк Ю.А. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною // Вісник ВПІ. – 2000. – №2. – С. 18–22.

131. Ротштейн А.П., Познер М., Ракитянская А.Б. Прогнозирование футбольных матчей на основе нечеткой модели с генетико-нейронной настройкой // Кибернетика и системный анализ. – 2005. – № 4. – С. 171–183.

132. Петрук В.Г., Поджаренко В.А., Кухарчук В.В., Кучерук В.Ю., Овчинников С.С. Компьютерно-измерительная система диагностики онкопатологий // Матер. НТК с междунар. участ.: Приборостроение-92. – Винница-Керчь, 1992. – С. 74.

133. Кожем'яко В.П., Станчук К.І. Аналіз кореляційних методів обробки зображень // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – №3. – С. 150 –154.

134. Власова С.П., Лебедев П.А., Калакутский Л.И. Фотоплетизмограмма в оценке ремоделирования и реактивности артерий у больных с гипертонической болезнью // Фундаментальные исследования и прогресс в кардиологии: Конгресс ассоциации кардиологов стран СНГ. – Санкт-Петербург, 2003. – С. 164.

135. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements // Physiol. Meas. – 2007. – Vol. 28. – P. R1 – R39.

136. Полішко С.П., Трубенюк О.Д. Точність засобів вимірювань: Пер. з рос. В.В. Клінченко. – К.: Вища школа, 1992. – 173 с.

137. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. –Л.: Энергоатомиздат, 1985. – 247 с.

138. Поджаренко В.А., Кухарчук В.В. Метрологические основы компьютерно-измерительной техники. – Учеб. пособие. – К.: УМК ВО, 1989. – 216 с.
139. Фракталы и вейвлеты для сжатия изображений в действии. Учебное пособие. – М.: Триумф, 2003. – 320 с.
140. Сахновский М.Ю. О точности спектрофотометрических измерений на интегральном шаровом фотометре / Ред. ЖПС. – Минск, 1981. – 14 с. – Деп. ВИНТИ, № 5467–81.
141. Бухштаб М.А. Измерения малых оптических потерь. – Л.: Энергоатомиздат, 1988. – 156 с.
142. Багаев С.Н., Орлов В.А., Панов С.В. Спектрометр светового рассеивания для задач медицинской диагностики // Медицинская диагностика. – 1995. – №3. – С. 8–10.
143. Хайруллина А.Я. Оптические и биофизические параметры биотканей в норме и патологии, методы их определения в видимой и ближней ИК-областях спектра, основанные на многократном рассеянии // Инженерно-физ. журнал. – 1996. – Т. 69, №3. – С. 390–398.
144. Гайбуллаев Б.А., Козлов В.Д., Хайрулина А.Я. Об использовании волоконно-оптических устройств при транскутантной диагностике // ЖПС. – Т. 59, №5–6, 1993. – С. 588–590.
145. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Кацев И.Л. О возможности оптической диагностики одно- и многослойных структур, моделирующих органы человека // Оптика и спектроскопия. – 1993. – Т. 75, вып. 1.– С. 130–137.
146. Дерябін Е.І., Двінянінова Е.Е., Ваганова В.Г., Осипов В.Ю., Терещенко А.П., Дерябіна А.Г. Застосування фотоплетизмографії для дослідження локального кровотоку щелепно-лицьової області // Лазерна медицина. – № 3(2) . – 1999. – С. 72–26.
147. Шабаров В.Л., Жогун В.Н, Иванов А.П. и др. Рассеяние оптического излучения биологическими тканями // ЖПС. – Т.47, № 5. – 1987. – С. 825–829.
148. Петрук В.Г., Васильківський І.В., Томчук М.А., Погорілий В.В. Метод біомедичної експрес-діагностики за спектрами дифузного відбивання з застосуванням виносного інтегруючого зонда // Матер. НК з Міжнар. участю. – Хмельницький: ТУП. – 1995. – С. 237.
149. Петрук В.Г. Фізико-хімічний механізм антистоксового поглинання гуморальними середовищами з позиції координатної теорії кристалічного поля // Вісник ВПІ. – 1995. – № 2. – С. 78–82.
150. Утц С.Р., Барт Й., Кнушке П. Флюоросцентная спектроскопия кожи // Вестник дерматовенерологии. – 1989. – №6. – С. 20–23.

151. Кравченко В.И., Мамилов С.А., Плаксий Ю.С., Есьман С.С., Какзак Н.С., Рыжевич А.А. Неинвазивный оптический метод определения коэффициентов раасеяния и удельного объема крови в биологической ткани *in vivo* // Журнал прикладной спектроскопии. – 2005. – Т. 72, № 1. – С. 119–123.
152. Науменко Е.К. Выбор длин волн для устойчивого определения концентраций производных гемоглобина по спектрам поглощения эритроцитов // ЖПС, 1996. – Т. 63, № 1. – С. 60–66.
153. Хайруллина А.Я. Определение оптических констант гемоглобина в эритроцитах методами светорассеяния: В кн.: Механизмы регуляции в системе крови. Ч. II. -Красноярск, 1978. – С. 135–136.
154. Khairullina A Ja. Multi wavelenght pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions // SPIE, 1996. – Vol. 2676. – P. 332.
155. Дубова Г.С., Мишуров Э.А., Хайруллина А.Я. Спектры миллимолярных показателей поглощения метгемоглобинов цельной крови в диапазоне длин волн 660–1000 нм // ЖПС. – Т. 44, 1986. – №3. – С. 446–449.
156. Дубова Г.С., Хайруллина А.Я., Шумилина С.Ф. Определение спектров поглощения гемоглобина методами светорассеяния // ЖПС. – Т. 27, № 5. – 1977. – С. 871–878.
157. Kourganoff V., Busbridge J. W. Basic methods in transfer problems // Clarendon Univ. Press. – Oxford, 1952. – p. 282.
158. Хайруллина А.Я. Исследование биоклеток методами светорассеяния: В кн.: Распространение света в дисперсной среде. – Мн.: Наука і техника, 1982. – С. 275–292.
159. Будяк В.Н., Корсунский В.М., Снегур А.А. и др. Метод и прибор с микро-процессорной обработкой информации для неинвазивного определения гемоглобина в тканях человека // Український журнал медичної техніки і технології. – 1998. – №4. – С. 50–56.
160. Медико-технические требования на безманжетный анализатор гемодинамики сердечно-сосудистой системы // В.П. Кожемяко, С.В. Павлов и др.: Утв. Президией Комитета по новой медицинской технике Украины 29.06.94. – К., 1994. – 11 с.
161. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Буй Л.М. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области спектра // Оптический журнал. – 1997. – Т. 64, №3. – С. 91–97.
162. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – Г.: Наука, 1989. – 238 с.
163. Хайруллина А.Я. О закономерностях наравленного и диффузного пропускания монослоев частиц с различной плотностью упаковки и

оптичними властивостями // Оптика и спектроскопия. – 1982. – Т.53, № 6. – С. 1043–1048.

164. Петрук В.Г., Томчук М.А., Столяр В.В., Мельник В.В. Неінвазивна експрес-діагностика "КРАШ"-синдрому на основі вимірювального контролю спектрів дифузного відбивання біотканин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький: ТУП. – Вип. №3. – 1999. – С. 147–151.

165. Думенко В.П. Спектрофотометричні методи для аналізу показників крові /Павлов С.В., Мазур Н.В. //Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2006. – №1(11). – С. 156–159.

166. Думенко В.П. Інформаційні технології перетворення фотоплетизмографічних сигналів /Азаров О.Д., Павлов С.В., Мисловський В.П. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №1 (13). – С. 128–133.

167. Думенко В.П. Інформаційні технології для оброблення фотоплетизмографічної інформації /Павлов С.В., Солоненко В.І // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №2 (14). – С. 193–197.

168. Думенко В.П. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами і шляхи їх удосконалення /М. Павлов С.В., Козловська Т.І., Марков С.М.// Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Розділ – Біомедичні вимірювання і технології – 2008. – №2. – С.

169. Думенко В.П. Застосування методу Монте-Карло для аналізу оптичних характеристик біологічного середовища / С.В. Павлов, Т.І. Козловська // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №2 (32). – С. 129-135.

170. Думенко В.П. Оптоелектронна інформаційна система для дослідження мікро циркуляції периферійних судин / М.В. Матохнюк, І.Я. Островський, А.І. Лученко // Тези доповідей Міжнародної конференції «PHOTONICS-ODS '01», 27-28 квітня 2001. – Вінниця. – 2001. – С. 47.

171. Думенко В.П. Перспективність оптико-електронних методів при діагностиці уражень судин у хворих на СВЧ / Станіславчук М.А., Павлов С.В., Шевчук С.В. // Тези доповідей Міжнародної конференції «PHOTONICS-ODS '02», 27-28 квітня 2002. – Вінниця.-2002.– С. 55.

172. Думенко В.П. Аналіз лазерних систем для біомедичних досліджень/ П.Г. Прудиус, А. Чернуха // Photonics-ODS'2005: III Міжнародна науково-технічна конференція з оптоелектронних інформаційних технологій, 27–28 квітня 2005 р. – Вінниця, 2005. – С. 157–158.

173. Думенко В.П. Оптичні методи визначення гемодинамічних показників серцево-судинної системи / Н.В. Мазур // Photonics-ODS'2005:

III Міжнародна науково-технічна конференція з оптоелектронних інформаційних технологій. 27–28 квітня 2005 р. – Вінниця, 2005. – С. 165–166.

174. Думенко В.П. Аналіз біофізичного механізму дії лазерного випромінювання на тканину / З.Ю. Готра, Н.В. Ганиш, З.М. Микитюк, О.З. Готра // Матеріали XXV Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», 24–28 травня 2006 р. – Луцк, 2006. – С. 100.

175. Думенко В.П. Біосенсори на основі ефекту поверхневого плазменного резонансу / А.О. Калініна // Матеріали XXV Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», 24–28 травня 2006 р. – Луцк, 2006. – С. 101.

176. Думенко В.П. Оптичний метод діагностики стану периферійних судин / П.Ф. Колісник, І.В. Мисловський, В.В. Хомовський // Матеріали XXV Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», 24–28 травня 2006 р. – Луцк, 2006. – С. 69 – 70.

177. Патент № 19123 UA. МКВ А 61 В 10/00. Спосіб виявлення позитивних чутливих точок у хворих на фіброміалгію /Хоменко В. М., Павлов С. В., Станіславчук М. А., В.П. Думенко В. П., заявл.01598. 16.02.2006 – Бюл. №12. – 3 с.

178. Думенко В.П. Нейронные системы на квантрон-автоматах/ В.П. Кожемяко, Л.А. Волонтырь, А.А. Штельмах // Матеріали Міжнародної наукової молодіжної школи, 28 вересня – 3 жовтня 2009.– Донецьк, 2009. – С. 9-11.

179. Хайруллина А.Я. Определение оптических констант гемоглобина в эритроцитах методами светорассеяния: В кн.:Механизмы регуляции в системе крови. Ч. II. – Красноярск, 1978. – С. 135–136.

180. Khairullina A Ja. Multi wavelength pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions//SPIE, 1996. – Vol.2676. – P. 332.

181. Kourganoff V., Busbridge J. W. Basic methods in transfer problems // Clarendon Univ. Press. – Oxford, 1952. – P. 282.

182. Делоне Н.Б. Атом в сильном поле лазерного излучения. – М.: ФИЗМАТДИТ, 2002. – 64 с.

183. Зега Э.П., Кацев И.Л. Отражение и пропускание света рассеивающим слоем с отражающими границами // ЖПС. – 1979. – Т. 31, №2. – С. 327–333.

184. Будяк В.Н., Корсунский В.М., Снегур А.А. и др. Метод и прибор с микро-процессорной обработкой информации для неинвазивного определения гемоглобина в тканях человека // Український журнал медичної техніки і технологій. – 1998. – №4. – С. 50–56.

185. Медико-технические требования на безманжетный анализатор гемодинамики сердечно-сосудистой системы // В.П.Кожемяко, С.В.Павлов и др.: Утв. Президией Комитета по новой медицинской технике Украины 29.06.94. – К., 1994. – 11 с.

186. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Буй Л.М. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области спектра // Оптический журнал. – 1997. – Т. 64, №3. – С. 91–97.

187. Петрук В.Г., Томчук М.А., Столяр В.В., Мельник В.В. Неінвазивна експрес-діагностика «КРАШ»-синдрому на основі вимірювального контролю спектрів дифузного відбивання біотканин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький: ТУП. – Вип. №3. – 1999. – С. 147–151.

188. Павлов С.В., Колісник П.Ф., Думенко В.П., Козловська Т.І. Оптикоелектронні інформаційні технології для дослідження трофічного комплексу тканин// Матеріали ХХХІІ Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», 7–10 октября 2009 г. – Гурзуф, 2009. – С. 198 – 200.

189. Злепко С., Коваль Л., Тимчик С., Думенко В. Апаратно-програмний комплекс для оцінювання функціонального стану людини// Матеріали ІV Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування» Частина 2. 8–10 жовтня 2009. – Вінниця, 2009. – С. 41–42.

190. Павлов С., Козловська Т., Думенко В. Оптико-електронна система діагностики периферійного кровообігу// Матеріали ІV Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування». Частина 2. 8–10 жовтня 2009. – Вінниця, 2009. – С. 48.

191. [Http://www.bestmedbook.com/fizter.htm](http://www.bestmedbook.com/fizter.htm). Заголовок з екрану.

192. <http://www.medbook.net.ru>. Заголовок з екрану.

193. Гриппи М.А. Патологическая физиология легких, изд. 2-е. испр. / Майкл А. Гриппи – М.; Спб.: ЗАО «Издательство БИНОМ», «Невский диалект», 2000. – 344 с.

194. Руководство по ринологии / Под ред. Г.З. Пискунова. – М.: Литтерра, 2011. – 960 с.

195. Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография / О.Г. Аврунин, Р.С. Томашевский, Х.И. Фарук. – Харьков, ХНАДУ. – 2015. – 208 с.

196. Старшов А.М. Spirografia для професионалов. Методика и техника исследования функций внешнего дыхания / А.М. Старшов, И.В. Смирнов. – М.: Познавательная книга пресс, 2003. – 80 с.
197. Кипенский А.В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи: Учебное пособие / А.В. Кипенский. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2000. – 132 с.
198. Жуковский В.Д. Медицинские электронные системы / В.Д. Жуковский. – М.: Медицина, 1976. – 312 с.
199. Электронная медицинская техника. Разработки кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ» / Под общ. ред. А.В. Кипенского. – Харьков: Золотые страницы, 2015. – 264 с.
200. Сакало С.М., Семенец В.В., Азархов О.Ю. Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика): Навч. посібник. – Харків: ХНУРЕ; Колегіум, 2005. – 264 с.
201. Семенец В.В. Технология межсоединений электронной аппаратуры: учеб. для вузов / В.В. Семенец, Джон Кратц, И.Ш. Невлюдов, В.А. Палагин. – Х.: изд. «СМИТ», 2005. – 432 с.
202. Sakalo S.M., Semenets V.V., Azarhov O.Yu. High frequencies in medicine (therapy and diagnostics): Teaching. manual – Х.: KNURE; Collegium, 2005. – 264 pp.
203. Кармазін В.В., Семенец В.В. Курс загальної фізики. Навчальний посібник. – К.: Кондор, 2008 – 760 с.
204. Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин // Технічна електродинаміка, тем. випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293–298.
205. Tymkovych M.Y. Classification of CT-brain slices based on local histograms / O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, S.V. Pavlov, S.V. Timchik, P. Kisala, Y. Orakbaev // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. – 2015. – P. 161–168.
206. Аврунин О.Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра / О.Г. Аврунин, А.И. Бых, В.В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-, опто- и наноэлектроники». – Харьков: ХНУРЕ. 2010. – С. 280–281.
207. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський., М.В. Калашник, В.В. Семенец, В.О. Філатов. – Харьков : ХНУРЕ, 2018. – 248 с.

208. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань: монографія / О.Г. Аврунін, С.Б. Безшапочний Є.В. Бодяньський., В.В. Семенець, В.О. Філатов. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 210 с.

209. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодяньський., В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 125 с.

210. Аврунин О.Г., Щапов П.Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности: монография. Харків: ХНАДУ, 2011. – 192 с.

211. Аврунин О.Г. Возможности определения давления в подмасочном пространстве при риноманометрии / О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук, Т.С. Кононенко // Вісник НТУ «ХП» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. № 25 (1197). – С. 17–22.

212. Аврунин О.Г. Методика метрологической аттестации риноманометров при использовании расходомеров на основе сопла Вентури / О.Г. Аврунин // Радиотехника. – 2013. – № 172. – С. 154–160.

213. Аврунин О.Г. Повышение достоверности риноманометрической диагностики путем учета статистических характеристик измеряемых сигналов / О.Г. Аврунин // Радиотехника. – 2013. – № 174. – С. 73–80.

214. Avrunin O. G., Tymkovych M. Y., Farouk, H. I. Determining the degree of invasiveness of surgical access for planning surgery. *Bionics of Intelligense*. – 2013. – № 2(81). – P. 101–104.

215. Аврунин О.Г. О возможности применения современной пропорциональной электроники для моделирования дыхания человека / О.Г. Аврунин, Х. Фарук // Промислова гідравліка і пневматика. – 2013. – № 3(41). – С. 78–82.

216. Аврунин О.Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радиотехніка. – 2011. – 164. – С. 102–107.

217. A.K. Al_Omari, H.F. Ismail Saied, and O.G. Avrunin, Analysis of Changes of the Hydraulic Diameter and Determination of the Air Flow Modes in the Nasal Cavity // *Image Processing & Communications, challenges3, AISC 102*. Springer – Verlag Berlin Heidelberg. – 2011: P. 303 – 310.

218. H.F. Ismail Saied, A.K. Al_Omari, and O.G. Avrunin. An Attempt of the Determination of Aerodynamic Characteristics of Nasal Airways// *Image Processing & Communications, challenges3, AISC 102*. pp 303–310 SpringerVerlag Berlin Heidelberg. – 2011: P. 311–322.

219. Аврунин О.Г. Опыт разработки биомедицинской системы цифровой микроскопии / О.Г. Аврунин // Прикладная радиоэлектроника. – 2009. – Т.8. – № 1. – С. 46–52.
220. Construction of personalized anatomic model of diaphragm of man / V.G. Dudenko, O.G. Avrunin, M.I. Tymkovich, V.V. Kurinnoy // Ж. експеримент. і клін. мед. – 2014. – № 2(63). – С. 68–70.
222. Ismail H.F., Osman E., AL-Omari A.K. Avrunin, O.G. The Role of Paranasal Sinuses in the Aerodynamics of the Nasal Cavities. International Journal of Life Science and Medical Research, 2012, 2, 3, 52-55, doi:10.5963/LSMR0203004.
223. Nosova Y. Біотехнічна система для комплексної ольфактометричної діагностики / Y. Nosova, O. Avrunin, V. Semenets // Сучасний стан наукових досліджень та технологій в промисловості.– 2017. – No. 1 (1). – P. 64–68. doi.org/10.30837/2522-9818.2017.1.064
224. Avrunin, O., Shushlyapina, N., Nosova, Y., Bogdan, O. (2016), «Olfactometry diagnostic at the modern stage», Bulletin of NTU «KhPI». Series: New solutions in modern technologies, NTU «KhPI», Kharkiv, No. 12 (1184), pp. 95–100, DOI:10.20998/2413-4295.2016.12.13
225. Аврунин О.Г. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович., Х. Фарук // Бионика интеллекта. – 2013. – № 2 (81). – С. 101 – 104.
226. Тымкович М.Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. – 2013. – №8 (114). – С. 116 – 123.
227. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Восточно-европейский журнал передовых технологий. – 2014. – № 4/9 (70). – С. 37 – 41.
228. O. G. Avrunin, M. Alkhorayef, H. F. I. Saied, and M. Y. Tymkovych, The Surgical Navigation System with Optical Position Determination Technology and Sources of Errors, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 5, 689–696 (2015).
229. Носова Я.В. Разработка модуля оценки нарушения обоняния / Я.В. Носова 19-й Международный молодежный форум «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб. материалов форума. Т.1. – Харьков:ХНУРЕ. 2015. – С. 114–115.
230. Носова Я.В. Определение микрохарактеристик воздушного потока в носовой полости при дыхании / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Вестник НТУ «ХПИ», Серия: Новые решения в современных

технологиях. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – № 16 (1292). – С. 122-127. – doi:10.20998/2413-4295.2018.16.19.

231. Oleg G. Avrunin, Yana V. Nosova, Natalia O. Shuhlyapina, Sergii M. Zlepko, Sergii V. Tymchyk, Oleksandra Notra, Baglan Imanbek, Aliya Kalizhanova, Assel Mussabekova. Principles of computer planning in the functional nasal surgery. *Przegląd elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017 doi:10.15199/48.2017.03.32, p. 140–143.

232. Носова Я.В. Разработка метода экспресс диагностики бактериальной микрофлоры полости носа / Я.В. Носова, Х. Фарук, О.Г. Аврунин // Проблемы інформаційних технологій. – Херсон, 2013. – № 13. – С. 99–104.

233. Knigavko, Y., Avrunin, O. and Farouk, H. Calculation of functional parameters to determine the indications for rhinoplasty // *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, Applied information technology* 2/10(62), 24-27 (2013).

234. Nosova Y.V. A tool for researching respiratory and olfaction disorders/ Y.V. Nosova, K.I. Faruk, O.G. Avrunin // *Telecommunications and Radio Engineering*. – 2018. – №77(15). – С. 1389–1395.

235. Avrunin, O. G. Method of expression of certain bacterial microflora mucosa olfactory area / O.G. Avrunin, N.O. Shushlyapina, Y.V. Nosova, W. Surtel, A. Burlibay, M. Zhassandykyzy // *Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications*. 2015. 98161L (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229074.

236. Книгавко Ю.В. Расчет функциональных параметров, определяющих показания к проведению ринопластики / Ю.В. Книгавко, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. – 2013. – № 2/10 (62). – С. 24 – 27.

237. Аврунин О. Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии/ О.Г. Аврунин // *Радиоэлектроника и информатика*. – 2007. – № 4. – С. 119–122.

238. Automated method for structural segmentation of nasal airways based on cone beam computed tomography / Maksym Yu Tymkovych, Oleg G Avrunin, Victor G Paliy, Maksim Filzow, Oleksandr Gryshkov, Birgit Glasmacher, Zbigniew Omiotek, Róża Dzierżak, Saule Smailova, Ainur Kozbekova // *Proc. of SPIE Vol. 10445 104453F-1* (2017) doi: 10.1117/12.2280922

239. Носова Я.В. Модуль оцінки порушення нюху / Я.В. Носова, О.Г. Аврунін // XIII Міжнародна наукова конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Шевченківська весна 2015: Радіофізика. Електроніка. Комп'ютерні системи». – Київ. – 2015. – С. 99–100.

240. Использование DICOM изображений в медицинских системах/ М.Ю Тымкович, О.Г. Аврунін, В.В. Семенець // *Техн. електродинаміка. Темат. випуск*. – 2012 – Т. 4. – С. 178–183.

241. Книгавко Ю.В., Аврунин О.Г. Методы визуализации томографических данных при планировании хирургических вмешательств на лице человека // МРФ'2011, Том 3, с. 35–38.

242. Аврунин О. Г. Алгоритмы программного рендеринга трехмерной графики для задач медицинской визуализации / О.Г. Аврунин, Ю.В. Книгавко // Журнал Технічна електродинаміка. – 2010. – С. 258–261.

243. Аврунін О.Г. Диагностические возможности электромиографического метода при исследовании функции носового клапана // О.Г. Аврунин, Т.В. Жемчужкина, Т.В. Носова // Бионика интеллекта. – 2010. – № 3(74). – С. 99–104.

244. Аврунин О.Г. Динамическая модель процесса прохождения воздуха через носовую полость / О.Г. Аврунин, Н. И.Белецкий, А.И. Березняков // Біофізичний вісник. – 2009. – №23 (2). – С. 102–105.

245. Безшапочний С.Б. Досвід застосування методу комп'ютерного планування хірургічного втручання у пацієнтів з хронічним фронтитом / А.В. Лобурець, С.Б. Безшапочний, О.Г. Аврунін // Мир медицины и биологии, 2017. – № 3(62). – с. 27–32.

246. Аврунін О.Г. До аналізу методів дослідження нюху в оториноларингології / О.Г. Аврунін, Я.В. Носова, Н.О. Шушляпіна // Матеріали першої міжуніверситетської науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії» – Київ. – 2017. – С. 17–18.

247. Nosova Ya.V. Analysis of Rhinomanometric Data in the Diagnosis of Rhonchopathy / Nosova Ya.V., Chygrinova E.A., HushamFaruk Ismail Saed, Nosova T.V. // Proceedings of the IV International Scientific and Practical Conference. International Trends in Science and Technology. – RS Global Sp. z O.O. Warsaw, Poland. – 2018. – p. 6–9.

248. Nosova Ya.V. Calculation of weight indicators of the importance of using odorivectors for the purpose of formalizing olfactometry diagnosis / Ya.V. Nosova, O.S. Shevchenko, S.A. Khudayeva, Abdelhamid brahim Younouss // International Academy Journal. – 2018. – Web Of Scholar. 7(25), Vol. 1 doi: 10.31435/rsglobal_wos/12072018/5973.

249. Носова Я.В. Визуализация обонятельной щели / Я.В. Носова, Н.О. Шушляпина, Т.В. Носова // Збірник наукових праць. Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – Х.: НТУ «ХПІ». – 2015 р. – №39 (1148). – С. 73–77.

250. Носова Я.В. Биотехническая система оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин, Ю.М. Калашник, Н.А. Шушляпина // Сборник научных трудов «Вестник НТУ «ХПИ»: Нові рішення в сучасних технологіях №36 - Вестник НТУ «ХПИ», 2014. – ISSN 2079-5459.

251. Аврунин О.Г. Возможности доказательного тестирования обонятельной функции на основе риноманометрических данных / О.Г. Аврунин, Я.В. Носова // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах: Матеріали XVII міжнар. наук.-техн. конференції; Одес. нац. акад. зв'язку ім. О.С. Попова. – Одеса – Хмельницький: ХНУ, 2017. – С. 127.

252. Носова Я.В. К вопросу исследования режимов дыхания у летчиков / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин // I Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених, курсантів та студентів «Авіація, промисловість, суспільство», Кременчук. – 2018. – С. 198.

253. Носова Я.В. К вопросу о формализации диагностики обонятельных нарушений / Я.В. Носова // Бионика интеллекта. – 2017. – №2 (89). – С. 183–187.

254. Аврунин О.Г. Метод цитологической верификации в ринологии / О.Г. Аврунин, Хушам Фарук, Я.В. Носова // Международная научная конференция MicroCAD: Секція №15 – Застосування коп'ютерних технологій для вирішення наукових і соціальних проблем у медицині – НТУ «ХПИ», 2016. – С. 19.

255. Аврунин О.Г. Особенности исследования носового дыхания при физических нагрузках / О.Г. Аврунин, Я.В. Носова, С.А. Худаева. // Тези доповіді 5-ї всеукраїнської науково-практичної конференції «Здоров'я нації та вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні». – 2018. – С. 117–119.

256. Аврунин О.Г. Проблема исследования аэродинамики обонятельной области носа / О.Г. Аврунин, Я.В. Носова // Проблеми інформатики та моделювання (ПІМ-2018). Тези вісімнадцятої міжнародної науково-технічної конференції. – Харків: НТУ «ХПИ». – 2018. – С. 17.

Наукове видання

АВРУНІН Олег Григорович
СЕМЕНЕЦЬ Валерій Васильович
АБАКУМОВ Валерій Георгійович
ГОТРА Зенон Юрійович
ЗЛЕПКО Сергій Макарович
КІПЕНСЬКИЙ Андрій Володимирович
ПАВЛОВ Сергій Володимирович

ОСНОВИ РЕЄСТРАЦІЇ ТА АНАЛІЗУ БІОСИГНАЛІВ

Навчальний посібник

Рецензенти:

А.Д. Черенков, д-р. техн. наук, професор, професор кафедри біомедичної інженерії та теоретичної електротехніки Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. П. Василенка;

Є.Л. Піротті, д-р. техн. наук, професор, професор кафедри комп'ютерної математики та аналізу даних Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»;

В.Г. Дуденко, д-р. мед. наук, професор, завідувач кафедри клінічної анатомії та оперативної хірургії Харківського національного медичного університету.

Відповідальний випусковий Т.В. Носова

Редактор Б.П. Косіковська

Комп'ютерна верстка Л.Ю. Светайло

План 2019 (перше півріччя), поз. 95.

Підп. до друку 29.03.19.	Формат 60x84 _{1/16} .	Спосіб друку – ризографія.
Умов. друк. арк. 23,2.	Облік. вид. арк. 20,8.	Тираж 300 прим.
Ціна договірною	Зам № 1-95	

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

Віддруковано в редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ
61166, Харків, просп. Науки, 14