

УДК 519.876

О.В. Вовкодав, Р.М. Пасічник

Тернопільський національний економічний університет, Тернопіль

МОДЕЛЬ ВПЛИВУ ФІЗИЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ В ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЯХ МОНІТОРИНГУ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПІСЛЯ ІНФАРКТУ МІОКАРДА

У статті розглянуто поняття реабілітації хворих, що перенесли неускладнений інфаркт міокарда, та ступінь її актуальності в сучасних дослідженнях. Відзначено, що підвищення ефективності проведення реабілітації вимагає автоматизації моніторингу цього процесу, що включає прогнозування роботи серця та контроль діяльності пацієнта при прогнозованих навантаженнях. Проаналізовано існуючі математичні моделі серцево-судинної та респіраторної систем, моделі серця, виділено їх переваги та недоліки. Запропоновано новий підхід для розробки математичної моделі автоматизованої системи моніторингу реабілітації хворих інфарктом міокарда на основі проаналізованих математичних моделей.

Ключові слова: математична модель, інфаркт міокарда, реабілітація, тиск, частота серцевих скорочень.

Вступ

Серцево-судинні захворювання, а особливо інфаркт міокарда (ІМ), вже впродовж тривалого часу посідають перше місце в структурі захворюваності. Процес лікування ІМ включає в себе такі основні етапи, це: зняття больового синдрому та процес реабілітації, який складається з фізичної, психологічної та соціальної реабілітації.

На сьогоднішній день розробка фізичних реабілітаційних програм та методик контролю за ними для хворих, які перенесли ІМ, набуває особливо важливого значення. Правильно складена програма реабілітації дозволить якісно та ефективно пришвидшити процес одужання хворого. Реабілітація хворих на ІМ направлена на ліквідацію обмежень активного життя, пов'язаних з поганою переносимістю фізичного навантаження. Тому відновлення переносимості фізичного навантаження можна розглядати як основу реабілітації, а реабілітаційні заходи слід починати застосовувати з 2-3 дня захворювання після ліквідації больового синдрому. Важливим фактором, що впливає на процес реабілітації є правильне дозування фізичного навантаження та постійного контролю за хворим.

Давно відомо, що тиск крові являється важливою життєвою характеристикою. Сучасні інформаційні технології дозволяють побудувати систему яка включає в себе процес відслідковування та прогнозування допустимого рівня навантаження на організм людини під час проведення реабілітації. Однак, більшість публікацій, по даній тематиці, направлені на моделювання деталей процесу розвитку інфаркту, а публікації по прикладних моделях, що адаптуються під особливості конкретного пацієнта, носять комерційний характер.

Одна з таких публікацій описує математичну модель фізіологічних процесів в серцево-судинній

системі (ССС) людини, яка реалізована у вигляді програми для теоретичних досліджень гемодинаміки. Насосна функція серця моделюється на основі асинхронної зміни жорсткості клітин міокарда протягом серцевого циклу. Нейрогуморальна регуляція серця і тону судин малого та великого кіл кровообігу побудована на основі судинної механорецепції, хеморецепції, зміни активності вищих вегетативних центрів, а також з урахуванням реакції на зміни температури крові. Реакції ССС на зовнішні впливи (гравітаційні, барометричні, фізична і емоційна навантаження тощо) відслідковуються в динаміці [3].

Тому розробка основ інформаційної технології, яка б поєднувала моделі допустимих фізіологічних навантажень адаптовані до особливостей організму хворого та технології автоматизованого моніторингу дотримання хворим рекомендованих обсягів навантаження складає актуальну задачу, розв'язання якої присвячена дана робота.

Постановка задачі

В клінічних умовах стан хворого в реабілітаційний період контролюється за допомогою показників тиску та частоти серцевих скорочень (ЧСС). В медичній літературі наводяться рекомендовані допуски по відхиленню цих величин від нормальних при правильних навантаженнях протягом реабілітаційного періоду.

Однак хворий не завжди може контролювати ці показники. Ці проблеми можна вирішити за допомогою портативних переносних датчиків вимірювання тиску людини та датчиків імпульсу скорочення серця. Для оцінки серцевої діяльності людини знаходять застосування різні аналогові та цифрові засоби, часто громіздкі, енергоємні та обмежені функціональними можливостями. Завдяки розвитку сучасних

комп'ютерних та інформаційних технологій ці датчики зменшилися до розмірів годинника, а деякі навіть до розміру нагрудних медальйонів.

Загальний принцип будови датчика: корпус з електродами, пов'язаний з блоком попередньої обробки сигналу, і компаратор, перший вихід якого з'єднаний з індикатором, що відрізняється тим, що датчик додатково постачений блоком модуля абсолютного значення сигналу, піковим детектором і фільтром низьких частот, причому блок модуля абсолютного значення сигналу встановлено між блоком попередньої обробки сигналу і фільтром низьких частот, піковий детектор забезпечений двома входами і виходом, з яких перший вхід з'єднаний з виходом фільтра низьких частот, а другий вхід – з другим виходом компаратора, перший вхід якого підключений до виходу пікового детектора, а другий вхід пов'язаний з виходом фільтра низьких частот.

Аналіз особливостей процесу реабілітації після інфаркту міокарда

Слід зазначити, що раніше існували установки на тривале дотримання суворого постільного режиму при інфаркті міокарда себе не виправдали, тому що повний спокій загрожує зменшенням маси скелетних м'язів, розвитком парезу кишечника, погіршенням вентиляції легенів, розвитком венозного тромбозу з емболічними ускладненнями, психічними порушеннями. Більш того, тривала гіподинамія справляє негативний вплив і на серцево-судинну систему.

Показником адекватної реакції на фізичне навантаження на лікарняному етапі реабілітації є почастищення пульсу на піку навантаження і в перші 2-3 хвилини відпочинку не більше ніж на 20 ударів, почастищення числа дихальних рухів не більше ніж на 6-9 за 1 хвилину (допускається короткочасне відчуття задихки, якщо воно не супроводжується іншими неприємними симптомами і не зникає самотійно протягом 2-3 хвилин), підвищення САТ на 20-40 мм рт. ст. і ДАТ на 10-12 мм рт. ст.

Всі зміни функціональних показників за адекватної фізичному навантаженні повинні повертатися до вихідного рівня протягом 2-3 хвилин (максимально протягом 5 хвилин) після закінчення навантаження. Погана переносимість будь-якого розширення режиму тягне за собою його скасування мінімум на 2-3 дні. Для визначення індивідуального режиму фізичних навантажень зазвичай рекомендується тестування з поступовим зростанням фізичного навантаження. При проведенні проби з фізичним навантаженням використовують ті ж показники, що й при діагностичних тестах. При підборі режиму фізичних навантажень слід враховувати частоту серцевих

скорочень. Одним з методів для підрахунку оптимальної частоти серцевих скорочень (ЧСС) під час навантаження є метод Кернавена. Відповідно до цього методу, слід використовувати наступну формулу:

$$\left(\left(\times \tilde{N} \tilde{N}_{i \text{ à è ñ } - \times \tilde{N} \tilde{N}_{\text{ñ í è í ð } \right] \times 0,7 \right) + \times \tilde{N} \tilde{N}_{\text{ñ í è í ð } .$$

Отримана величина розглядається як оптимальна. При наявності ознак ішемії або аритмії під час фізичних навантажень цільове ЧСС має становити не більше 60% максимального рівня.

Найчастіше дотримуються запропонованих раніше рекомендацій ВООЗ, які передбачають 7 стадій активності (табл. 1), тривалість кожної з яких становить 3 дні.

Опис базової моделі

Варто відзначити, що рекомендовані допустимі інтервали на тиск та ЧСС встановлюються на основі середніх статистичних даних. Це не дозволяє врахувати індивідуальні особливості організму хворого. Ці особливості можна було б врахувати на основі моделювання динаміки згаданих параметрів. Найближчим підходом до задачі дослідження виявилася модель [2], яка дозволяє прогнозувати зміни кореляційної розмірності послідовності кардіоінтервалів, на якісному рівні пояснює взаємодію респіраторної та серцево-судинної системи. Враховує взаємовплив пульсу і дихальної системи, вона може бути використана для моделювання діяльності серця, без фізичних навантажень при рівномірній частоті дихання. На рис. 1 зображена запропонована схема взаємодії серцево-судинної та кардіореспіраторної системи.



Рис. 1. Схема взаємодії серцево-судинної та кардіореспіраторної систем

Таким чином, коротко-часові реакції двох життєво важливих систем на їхню взаємодію та зовнішні випадкові впливи описуються лінійно-квадратичною задачею управління.

Необхідно побудувати методики калібрування системи спостереження за параметрами серцевої діяльності хворого, ідентифікації моделі по спостереженнях за станом конкретного пацієнта та вико-

ристання її для оцінки безпечних рівнів фізичних навантажень та безпечних діапазонів параметрів роботи серця.

Математично модель [2] представляє систему рівнянь, яка описує часову еволюцію таких фізіологічних змінних стану як систолічний тиск S , діастолічний тиск D , кардіоінтервал $I = 1/\text{ЧСС}$, час артеріального затухання $T = RC$ (R – периферійний опір; C – еластичність судинного резервуару).

В рамках моделі діастолічний тиск D_i кожного удару серця виражається через параметри, що характеризують попередній кардіоінтервал, згідно гіпотези аортальної компресійної камери:

$$D_i = S_{i-1} \exp\left(-\frac{2}{3} \frac{I_{i-1}}{T_{i-1}}\right), \quad (1)$$

де i – номер кардіоінтервалу. Скорочувальна властивість міокарда вираховується тут через дію довжини попереднього інтервалу на систолічний тиск даного у відповідності з гіпотезою Франка–Старлінга, а механічний вплив респіраторної активності – методом введення адитивного члена

$$A \sin\left(2\pi f \sum_{k=1}^i I_k\right);$$

$$S_i = D_i + \gamma I_{i-1} + P_0 + A \sin\left(2\pi f \sum_{k=1}^i I_k\right) + \xi_i. \quad (2)$$

Тут γ і P_0 – константи; A – амплітуда зміни систолічного тиску, обумовлена дихальними рухами грудної клітки; f – частота дихання; $t_i = \sum_{k=1}^i I_k$ – момент часу відповідного серцевого скорочення; ξ_i – гаусівський білий шум.

Рівень артеріального тиску в серцево-судинній системі регулюється барорецепторним механізмом. Залежність частоти імпульсу барорецепторів від тиску має майже S -подібний характер. Найбільший (і майже лінійний) нахил цієї кривої припадає на значення тиску від 80 до 180 мм рт. ст. Таку поведінку барорецепторної чутливості часто моделюють за допомогою введення так званого ефективного систолічного тиску \hat{S} :

$$\hat{S}_i = S_0 - 18 \arctan \frac{S_i - S_0}{18}, \quad (3)$$

де S_0 – рівнозначне значення систолічного тиску. Що стосується регулювання ЧСС, то воно здійснюється за рахунок комбінації трьох механізмів: постійного ритму, що генерується пейсмейкером; парасимпатичного управління і порівняно слабкого β -симпатичного контролю (рис. 2.).

Аферентні імпульси від барорецепторів надходять до кардіоінгібіторного і судинного центру довгастого мозку, а також в інші відділи центральної

нервової системи. Ці імпульси гальмують симпатичні центри і збуджують парасимпатичні, що прямо впливає на частоту серцевих скорочень та величину периферичного опору.

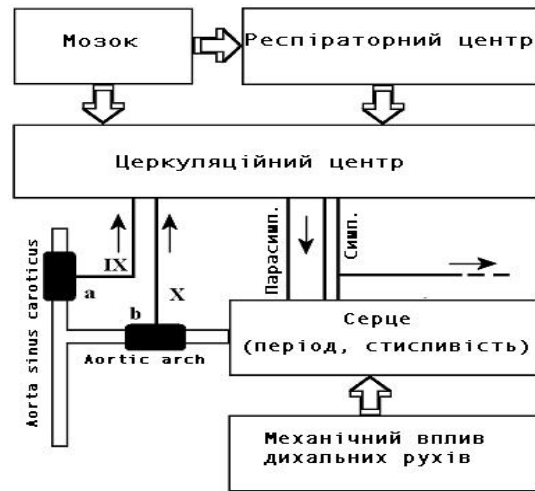


Рис. 2. Схема барорецепторного управління ЧСС [2]

При цьому парасимпатичний і β -симпатичний контроль визначаються через їх відносні коефіцієнти підсилення G і час затримки τ [2]:

$$I_i = G \hat{S}_{i-\tau_v} + G \beta F(\hat{S}, \tau_\beta) I_0, \quad (4)$$

де I_0 – константа, $F(\hat{S}, \vartheta)$ – лінійно зважена сума п'яти послідовних ефективних значень систолічного тиску:

$$F(\hat{S}, \vartheta) = \frac{1}{9} (\hat{S}_{i-\tau-2} + 2\hat{S}_{i-\tau-1} + 3\hat{S}_{i-\tau} + 2\hat{S}_{i-\tau+1} + \hat{S}_{i-\tau+2}). \quad (5)$$

В результаті отримаємо наступну систему рівнянь (6), яка описує динамічну поведінку серцево-судинної системи:

$$D'_i = S'_{i-1} \exp\left(-\frac{2}{3} \frac{I'_{i-1}}{T'_{i-1}}\right);$$

$$S'_i = D'_i + \mu I'_{i-1} + \nu + A \sin\left(2\pi f \sum_{k=1}^i I'_k\right) + \xi'_i;$$

$$I'_i = \delta_v \hat{S}'_{i-\tau_v} + \delta_\beta F(\hat{S}', \tau_\beta) + \kappa \quad (6)$$

$$T'_i = 1 - \delta_\alpha F(\hat{S}', \tau_\alpha);$$

$$\hat{S}'_i = 1 - \frac{18}{S_0} \arctan \frac{S_0(S'_i - 1)}{18},$$

де $i = 1, 2, \dots, N$; $S' = S/S_0$; $D' = D/S_0$; $\hat{S}' = \hat{S}/S_0$; $I' = I/T^*$; $T' = T/T^*$; $\delta(\cdot) = G(\cdot)S_0T^*$; $\kappa = I_0/T^*$; $\mu = \gamma T^*/S_0$; $\nu = P_0/S_0$; $\varepsilon = A/S_0$; $\xi' = \xi/S_0$.

Ця система моделює механізми парасимпатичної та симпатичної автономних нервових систем, взаємодію з центральною нервовою системою (ЦНС) та вплив на діяльність серця. Отже вона може бути розвинута для врахування впливу фізичних

навантажень.

Це дасть змогу індивідуалізувати допустимі норми тиску і ЧСС, та дозувати фізичні навантаження відповідно до фізичного стану хворого.

Методики використання моделі

Побудова реабілітаційних програм на кожному з етапів реабілітації будується на основі принципу строгої індивідуалізації. Тому до початку відновного лікування проводиться клінічна оцінка стану пацієнта.

Оцінка реабілітаційного процесу проводиться методом поточного та етапного контролю, що забезпечує адекватне розширення режиму та інтенсифікацію навантаження кожного конкретного пацієнта.

Постійний контроль за функціональним станом пацієнта дозволяє також оцінити коронарний резерв і фізичну працездатність хворих, відображає динаміку клінічної симптоматики захворювання [1].

Загальний принцип моделі можна описати так:

а. Ідентифікація моделі за даними динаміки показників серцево-судинної системи в процесі тестових фізичних навантажень.

б. Прогнозування роботи серця при певних навантаженнях та вибір безпечних навантажень по моделі.

в. Контроль діяльності пацієнта по безпечних діапазонах періоду серцевих скорочень.

Висновки

У роботі розглянуто поняття реабілітації хворих, що перенесли неускладнений інфаркт міокарда, та ступінь її актуальності в сучасних дослідженнях.

Відзначено, що підвищення ефективності проведення реабілітації вимагає автоматизації моніторингу цього процесу, що включає прогнозування роботи серця та контроль діяльності пацієнта при прогнозованих навантаженнях. Проаналізовано існуючі математичні моделі серцево-судинної та респіраторної систем, моделі серця, виділено їх переваги та недоліки.

Запропоновано новий підхід для розробки математичної моделі автоматизованої системи моніторингу реабілітації хворих інфарктом міокарда на основі аналізованих математичних моделей, який на відміну від існуючих дозволяє прогнозувати безпечні рівні фізичних навантажень та динаміку відновлення нормального функціонування після їх завершення.

Список літератури

1. Реабілітація хворих на інфаркт міокарда. Методичні рекомендації / М.І. Швед, Л.В. Левицька, В.Б. Коваль, Н.М. Вівчар, З.А. Ясеник, А.М. Буртняк. – Тернопіль: ТМУ ім. І.Я. Горбачевського, 2011.
2. Гриченко В.Т. Модель взаимодействия сердечно-сосудистой и респираторной систем / В.Т. Гриченко, А.Г. Рудницький // Акустичний вісник. – Інститут гідромеханіки НАН України, 2006. – Т. 9, № 3. – С. 16-26.
3. Григорян Р.Д. Программный имитатор сердечно-сосудистой системы человека на основе ее математической модели / Р.Д. Григорян, П.Н. Лиссов // Проблемы программирования. – 2004. – № 4. – С. 100-112.

Надійшла до редколегії 7.04.2011

Рецензент: д-р фіз.-мат. наук, проф. Д.І. Боднар, Тернопільський національний економічний університет, Тернопіль.

МОДЕЛЬ ВЛИЯНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК В ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЯХ МОНИТОРИНГА РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ИНФАРКТА МИОКАРДА

А.В. Вовкодав, Р.М. Пасичник

В статье отражены понятия реабилитации больных, перенесших неосложненный инфаркт миокарда, и степень ее актуальность в современных исследованиях. Отмечено, что повышение эффективности проведения реабилитации требует автоматизации мониторинга этого процесса, включающего прогнозирование работы сердца и контроль деятельности пациента при прогнозируемых нагрузках. Проанализированы существующие математические модели сердечно-сосудистой и респираторной систем, модели сердца, выделены их преимущества и недостатки. Предложен новый подход для разработки математической модели автоматизированной системы мониторинга реабилитации больных инфарктом миокарда на основе проанализированных математических моделей.

Ключевые слова: математическая модель, инфаркт миокарда, реабилитация, давление, частота сердечных сокращений.

MODEL OF PHYSICAL LOADS IN INFORMATION TECHNOLOGY MONITORING REHABILITATION AFTER MYOCARDIAL INFARCTION

A.V. Vovkodav, R.P. Pasichnyk

The concept of rehabilitation of patients who had undergone uncomplicated myocardial infarction, and extent of its relevance in modern research. Noted that increasing the effectiveness of rehabilitation requires automation of the monitoring process, including forecasting and control of the heart of the patient with anticipated loads. Existing mathematical models of the cardiovascular and respiratory systems, models of heart highlights their advantages and disadvantages. A new approach to develop a mathematical model of an automated monitoring system of rehabilitation of patients with myocardial infarction based on the analyzed mathematical models.

Keywords: mathematical model, myocardial infarction, rehabilitation, blood pressure, heart rate.