

2. Ефимов А. С., Влияние МРТ на некоторые клинические и метаболические показатели у больных сахарным диабетом / А. С. Ефимов, Б. Н. Угаров, Е. В. Эпштейн, Д. А. Ефимов // Тер. архив. – 1991. – № 10. – С. 51 – 54.
3. Ефимов Д. А. Исследование механизма действия МРТ у больных с диабетическими ангионейропатиями // Физика живого. – 1999. – Т. 7. – № 2. – С. 66 – 69.
4. Зубкова С. Т. Некоторые аспекты диагностики и лечения диабетических ангиопатий. – К.: Институт эндокринологии и обмена веществ АМН Украины. – 2003.
5. Ситько С. П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С. П. Ситько, Ю. А. Скрипник, А. Ф. Яненко. – К.: ФАДА, ЛТД. – 1999. – 199 с.
6. Яненко О. П. Електронна апаратура лікувально-діагностичних технологій: Навчальний посібник / О. П. Яненко, В. П. Куценко, С. М. Перегудов. – Донецьк: ІППШ «Наука і освіта», 2011. – 212 с.
7. Гуляр С. А. Аналгетические эффекты БИОПТРОН–ПАЙЛЕР-света / С. А. Гуляр, Ю. Л. Лиманский, З. А. Тамарова // Журнал “Практика лікаря”. – 1999. – № 4. – С. 21 – 23.
8. Гуляр С. А., Наличие микроволновой компоненты в излучении светотерапевтических аппаратов / С. А. Гуляр, В. П. Куценко, Ю. П. Лиманский, А. П. Мацибура, З. А. Тамарова, И. В. Руденко, А. Ф. Яненко // Материалы 14-ой международной конференции „СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии” (КрыМико-2004). – Севастополь: „Вебер”, 2004. – С. 719-720.
9. Колесник Ю. М. Архив патологии / Ю. М. Колесник, А. В. Абрамов, Г. В. Василенко. – 1992.
10. Варганян Н. Л. Проблемы эндокринологии / Н. Л. Варганян, А. А. Соломина. – 2000.
11. Новости медицины и фармации. – 2003. – № 4.
12. Здоровье Украины. – 2003.

Надійшла до редакції
23 вересня 2014 року

©Куценко В. П., Яненко А. Ф., Удовиченко С. В., 2014

УДК 612.16

ВИЗНАЧЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ПОКАЗНИКІВ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ПРИ ЛАЗЕРОТЕРАПІЇ

Тимчик Г. С., Осадчий О. В., Чупіка Б. С.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна

Лазеротерапія займає особливе місце серед немедикаментозних методів лікування. Важливою характеристикою при такому впливі є оцінка фізіологічного стану людини. В статті наведено основні показники, а саме ступінь кровонаповнення забезпечуючих органи і тканини мікросудини. Метою роботи є підвищення ефективності визначення рівня лазерної чутливості, шляхом аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми. В результаті досліджень було запропоновано алгоритм проведення процедури, створено математичну модель дослідження, що дозволяє адекватно аналізувати фотоплетизмографічні показники будь якого характеру.

Ключові слова: лазеротерапія, фотоплетизмограма, фізіологічний стан, пульсова хвиля, кардіоцикл.

Вступ. Постановка проблеми

Багаторічний досвід використання лазерної терапії (ЛТ) в медичній практиці свідчить про те, що такий лазерний вплив має істотні переваги перед загальноприйнятим медикаментозним лікуванням, такими як відсутність

алергічних і токсичних реакцій, розширення можливостей амбулаторної реабілітації та профілактики; простота, безпека і висока мобільність технологій; екологічна чистота і стерильність лазерного світла; зниження захворюваності з мінімальними витратами на профілактичні заходи. Для ефективної ЛТ необхідно володіти інформацією про величину порогового рівня лазерного випромінювання, що впливає на організм пацієнта. Тому що, рівень сприйняття лазерного опромінення різний в різних людей. Тому проблема підбору індивідуальних доз лазерного впливу до теперішнього часу залишається актуальною. Необхідність оперативного вирішення даних завдань особливо очевидна з урахуванням наявного дисонансу між наявністю в нозологічних стандартизованих методиках ЛТ широкого діапазону дозових навантажень, пропонувані фахівцям для досягнення у профільних хворих доброго терапевтичного ефекту, і відсутністю задовільних кінцевих результатів такої терапії внаслідок непередбачуваності індивідуальних реакцій пацієнтів на однакові значення режимів курсового лазерного впливу, а також досить частого розвитку негативних наслідків у найближчі терміни лікування.

Для попередження негативних реакцій ЛТ доцільно використовувати комплексну методику, ключову позицію в якій займає система моніторингового контролю адаптаційних властивостей організму під час виконання сеансу, що дозволяє оцінити вплив зовнішніх чинників на адаптаційні резерви організму, які можна контролювати за реакцією кровопостачання органів на ЛТ.

Одним з найважливіших показників нормального фізіологічного стану органу або тканини є ступінь їх кровонаповнення, точніше, кровонаповнення забезпечуючих їх мікросудин, що дозволяє за показниками мікроциркуляції визначати адаптаційні властивості організму і відстежувати якість лікувального впливу.

В якості дослідження капілярних кровотоків найбільш цілісно підходить методика фотоплетизмографії. На відміну від кардіоінтервалографії, плетизмографія може надати інформацію не по одному (частота серцевих скорочень), а за кількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові. Використання в даний час нейромережевих технологій з інтегрованими нечіткими модулями прийняття рішень, велика поширеність і відносно невисока вартість персональних комп'ютерів відкриває нові перспективи у використанні цієї методики.

Таким чином, розробка методів і засобів управління лазерною терапією на основі оцінки динаміки адаптаційних властивостей організму за показниками фотоплетизмограми є актуальним завданням.

Мету роботи спрямовано на підвищення ефективності визначення рівня лазерної чутливості, на підставі аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми.

Постановка задачі

В [1] для визначення емоційного стресу використовують частоту серцевих скорочень (ЧСС) і частоту дихання, визначають коефіцієнт кореляції між цими

системами і діагностують стрес при значеннях отриманої величини менше деякого порогового значення. Однак середньостатистичні нормативи не дають уявлення про функціонування організму в цілому, про його індивідуальні резервні можливості. Крім того, визначення значного комплексу показників є трудомістким і дорогим процесом, ускладнює їх аналіз лікарем в силу широких коливань так званої «норми».

У зв'язку з цим заслуговують на увагу способи, засновані на застосуванні фізичного навантаження і визначення фізичної працездатності за одиничними показниками: ЧСС, артиреальний тиск (АТ). При цьому в основі цих способів лежить визначення між нешкідливості впливу фізичних навантажень. Наприклад, в [2] пропонується спосіб визначення функціональних можливостей організму людини, заснований на вимірюванні тільки одного параметра – хвилинного об'єму кровообігу – при відповідних фізичних навантаженнях.

В [3] пропонується до широко використовуваних показниками ЧСС та АТ додати ряд антропометричних показників з одночасним використанням степ - тестів. Однак ускладнення експерименту призводить до необхідності ускладнення і системи оцінок (як правило, бальних), що не дозволяє використовувати ці методи для скринінгу. Збільшення ж показників не завжди призводить до підвищення надійності діагностики.

Контроль зміни адаптаційного статусу організму дозволяє визначити системні реакції на ЛТ, але відсутність надійних аналітичних критеріїв цих реакцій знижує ефективність управління ЛТ. Для здобуття таких критеріїв, як показали вітчизняні і зарубіжні учені, може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії. В той же час, сучасні математичні методи і інформаційні технології, спираючись на ідеологію системного підходу, дозволяють вирішувати досліджувані класи завдань з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних і при структурі класів, що погано формалізується [4,5].

Інформативні параметри фотоплетизмограми групуються за двома ознаками:

1. По вертикальній осі досліджуються амплітудні характеристики пульсової хвилі, які відповідають анакротичному і дикротичному періоду. Не дивлячись на те, що ці параметри є відносними, їх вивчення в динаміці надає цінну інформацію про силу судинної реакції. У цій групі ознак вивчаються амплітуда анакротичної і дикротичної хвилі, індекс дикротичної хвилі. Останній показник має абсолютне значення і має власні нормативні показники.
2. По горизонтальній осі досліджуються часові характеристики пульсової хвилі, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу, співвідношення і тривалість систоли і діастоли. Ці параметри мають абсолютні значення і можуть порівнюватися з існуючими нормативними показниками. У цій групі параметрів вивчаються тривалість анакротичної фази пульсової хвилі, тривалість дикротичної фази пульсової хвилі, тривалість фази вигнан-

ня, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення, тривалість фази систоли серцевого циклу, тривалість фази діастолі серцевого циклу, час віддзеркалення пульсової хвилі, частота серцевих скорочень [6].

Алгоритм проведення процедури та обрахунку отриманих даних

Проведений аналітичний огляд дозволяє визначити системні реакції на ЛТ, за наявності контролю зміни адаптаційного статусу організму, але відсутність аналітичних критеріїв реакцій знижує ефективність керування ЛТ. Для визначення даних критеріїв, може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії (рис. 1). В той же час, сучасні математичні методи і інформаційні технології, спираючись на ідеологію системного підходу, дозволяють вирішувати поставлені завдання з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних та погано формалізуємої структури класів.

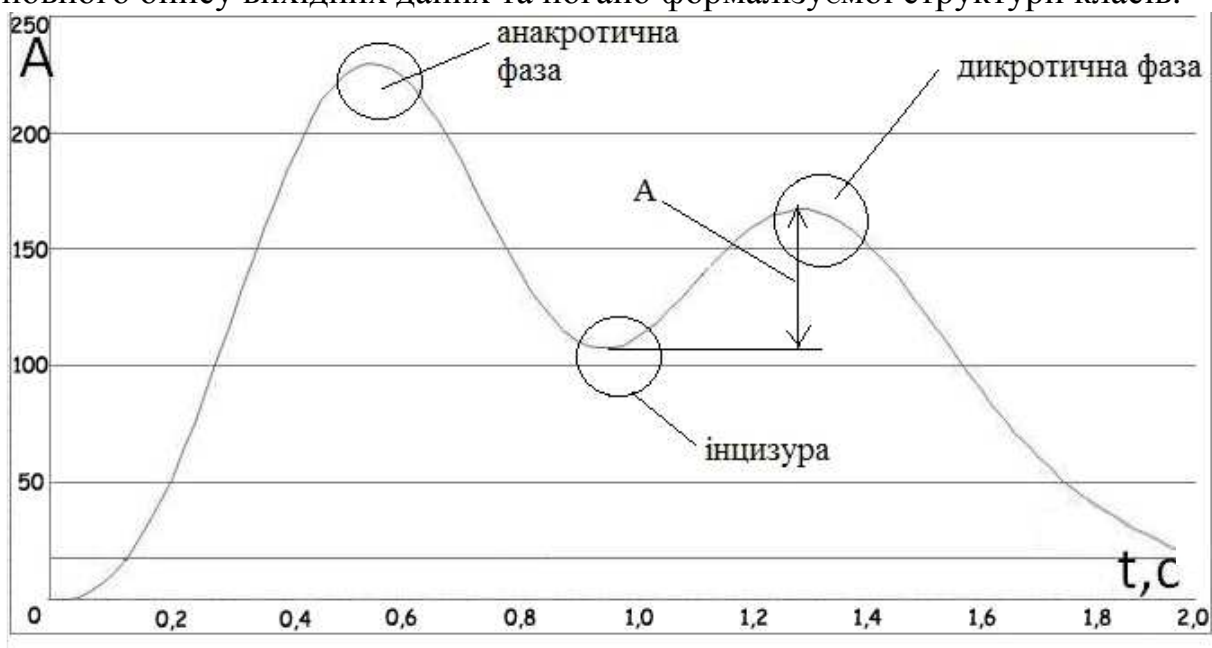


Рис.1. Основні інформативні показники фотоплетизмограми

Пропонується наступний алгоритм проведення процедури:

1. Знімаються фізіологічні параметри пацієнта в стані спокою на протязі 60 с.
2. Проводиться вплив на пацієнта тривалістю 30 с (не зупиняючи при цьому моніторинг стану організму).

3. Після проведення впливу, знімаються показники людини до моменту повернення їх в норму.

Запропоновано проводити розрахунок параметрів ФПГ за наступним алгоритмом обчислення:

1. Знайти точку мінімуму (рис.2)

$$\min f(t_i) \in \{f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)\}, \quad \min f(t_i) < f(t)_{\max}, \quad (1)$$

де $\min f(t_i)$ – мінімальне значення з множини значень, $f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)$ – множина значень функції у конкретний момент часу, n – кількість значень, на осі часу до

моменту знаходження наступного мінімального значення, $f(t)_{\max}$ – максимальне допустиме значення мінімуму функції.

Для виокремлення точки мінімуму функції від точки інцизури, де значення також може знаходитися в точці з'єднання неперервно спадаючої і неперервно зростаючої функції, було запропоновано використовувати максимальне допустиме значення мінімуму функції $f(t)_{\max}$, значення якого емпірично встановлене на основі аналізу плетизмограм і дорівнює 50.



Рис. 2. Дані отримані до навантажень

2. Знайти наступну точку мінімуму за формулою (1)
3. Знайти суму інтегралів кожного кардіоциклу.

$$\sum_{i=1}^{60} \int_{\min(i)}^{\min(i+1)} f(t) dt, \quad (2)$$

де $f(t)dt$ – крива, що відповідає значенню пульсу в конкретний момент часу, $\min(i)$ – точка на осі абсцис, що відповідає найменшому значенню пульсу, початок кардіоциклу,

$\min(i+1)$ – наступна точка мінімального значення пульсу, кінець попереднього кардіоциклу і початок нового.

Значення $\min(i)$ та $\min(i+1)$ повинні бути менше граничного значення, щоб не спутати їх з точкою інцизури.

4. Використовуючи метод чисельного інтегрування трапеціями, рівняння знаходження інтегралу кожного кардіоциклу приймає наступний вид:

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{f(a) + f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(t_i) \right) \cdot h, \quad (3)$$

де $f(a)$ – значення функції в першій точці мінімуму (початок кардіоциклу), $f(b)$ – значення функції в другій точці мінімуму (кінець кардіоциклу), $f(t_i)$ – значення

функції в момент часу t_i , h – крок, з яким змінюється значення часу, n – кількість значень функцій на проміжку $(a;b)$.

5. Знаходимо середнє значення площі фігури, обмежену лінією пульсової хвилі кожного кардіоциклу та осями початку і кінця кардіоциклу.

$$S_{\text{сеп}} = \frac{\sum_{i=1}^n S_i}{n}, \quad (4)$$

де S_i – значення площі фігури, для кожного окремого кардіоциклу,
 n – кількість кардіоциклів.

6. Проводимо вплив на організм пацієнта, тривалістю 30 с. Після цього обробка нових даних проходить за формулами (1-4).

7. Записуємо отримане значення середньої площі фігури при впливі.

8. Після завершення впливу, проводимо обчислення середньої площі фігури $S_{\text{сеп}2}$ з інтервалом в 10 секунд за формулами (1-4).

9. Визначаємо час t , за який стан пацієнта нормалізується, тобто середня площа фігури після проведення процедури стане меншою або буде дорівнювати середній площі фігури до процедури $S_{\text{сеп}2} \leq S_{\text{сеп}}$.

Результати досліджень та їх обговорення

Згідно з п.1 та формулою (1) знаходимо точку мінімуму – початок кардіоциклу. Такою з значення функції $f(t)=0$, при $t=20.5128$ (рис.2). За п.2 знаходимо наступну точку мінімуму – значення $f(t)=9$, при $t=21.3114$. За п.3 ми візьмемо весь кардіоцикл рівний одному. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{0+9}{2} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} (36+179+253+166+121+124+96+62+30+12) \right) \cdot 0,0726 = 78,6621.$$

За п.5 середнє значення $S_{\text{сеп}}$ буде дорівнювати 78,6621, так як для обчислення ми використовуємо лише один кардіоцикл.

Отримані дані після припинення навантажень наведені на рис.3, а дані після відновлення початкового стану наведено на рис. 4.

Точку мінімуму $f(t)=0$, при $t=113.2956$, точку мінімуму за п.2 – значення $f(t)=0$, при $t=114.2394$. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури після проведення впливу

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{0+0}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (29+179+253+195+199+217+169+112+64+45+37+11) \right) \cdot 0,0726 = 109,626.$$

Як бачимо, площа фігури збільшилася ($S_{\text{сеп}2}=109,626$), що вказує на зміну стану пацієнта. Головним завданням є визначення часу, за який стан пацієнта нормалізується, тобто $S_{\text{сеп}2} \leq S_{\text{сеп}}$.

Точку мінімуму $f(t)=13$, при $t=372.1476$, точку мінімуму за п.2 – значення $f(t)=6$, при $t=372.7284$. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури після проведення впливу

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{13+6}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (137 + 249 + 186 + 155 + 152 + 100 + 60) \right) \cdot 0,0726 = 76,121.$$

Таким чином, стверджується нерівність $S_{\text{сер}2} \leq S_{\text{сер}}$. Визначимо час, за який організм відновився $t=372,7284-114.2394=258$ с.

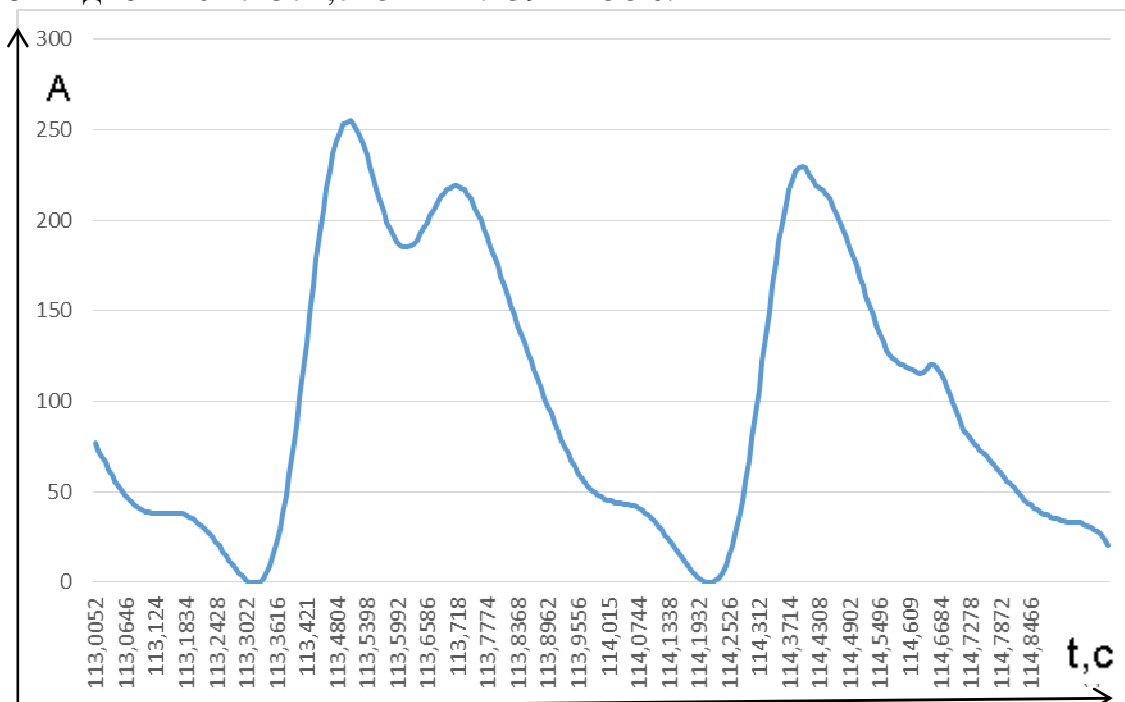


Рис. 3. Дані отримані після припинення навантажень

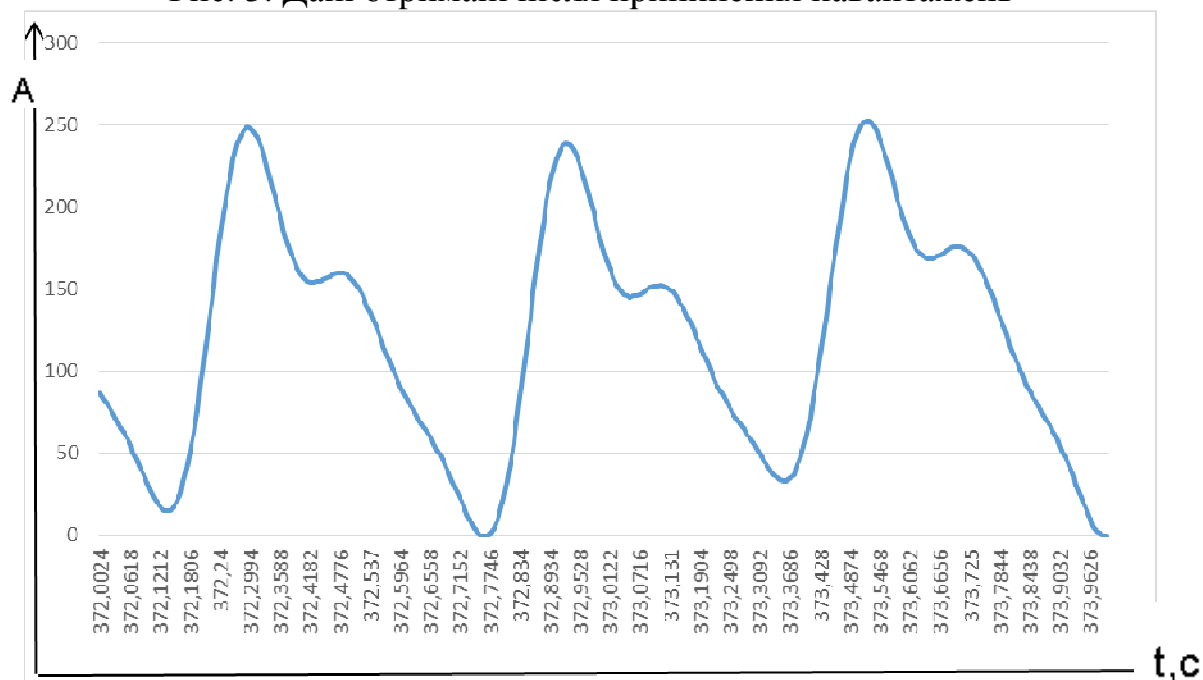


Рис. 4. Дані після відновлення початкового стану

Висновки

Створена математична модель дозволяє адекватно аналізувати фотоплетизмографічні показники будь якого характеру, що забезпечує більш економний рівень використання часу медичного персоналу.

Основні результати та висновки полягають в наступному.

Проведений порівняльний аналіз сучасних методів оцінки фізіологічних показників людини, розроблено математичну модель аналізу показників фотоплетизмограми та визначення функціонального стану організму людини. Дані розробки дають змогу удосконалити проведення аналізу електрофізіологічних сигналів в режимі реальному часі на досить тривалих апертурах спостереження, що в свою чергу, дозволило ставити і вирішувати завдання класифікації функціонального стану людини на лазерне опромінення. Запропоновано алгоритм проведення процедури визначення сприйнятливості організму людини лазерної терапії, та алгоритм обробки отриманих даних.

В подальшому планується реалізувати запропонований математичний апарат за допомогою наявних мов програмування.

Література

1. Апанасенко Г. Л. Охрана здоровья здоровых: некоторые проблемы теории и практики валеологии [Текст] // Диагностика, средства и практика обеспечения здоровья: сб. научных трудов. Вып. 1. Санкт-Петербург: Наука, 1993. — 49-60 с.
2. Арканникова Г. А. Результаты применения магнито-лазерной терапии в условиях кардиологического отделения [Текст] / Г. А. Арканникова, Л. И. Рудан, Е. А. Липницкая // Матер. II Всероссийской научно-практической конференции по МИЛ-терапии. – М., 1996. – с.51-52.
3. Асюленская Л. В. Способ оценки адаптационных возможностей детского организма [Текст] / Л. В. Асюленская, В. П. Самохвалоа, Г. Н. Разживихина и др. // Вопр. охр. мат. и детства. – 1989. – № 6. – 50-54 с.
4. Гаркави Л. Х. Антистрессорные реакции и активационная терапия [Текст]. -М.: Имедис, 1998. – 556 с.
5. Загускин С. Л. Лазерная и биоуправляемая квантовая терапия [Текст] / С. Л. Загускин, С. С. Загускина. – М.: «Квантовая медицина», 2005. – 220 с.
6. Малиновский Е. Л. Тест-прогнозирование индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию [Текст]. Т. 10. / Е. Л. Малиновский, А. В. Картелишев, А. Р. Евстигнеев // Ж. Лазерн. мед. – 2006. – С.14 – 21.

Надійшла до редакції
12 вересня 2014 року

© Тимчик Г. С., Осадчий О. В., Чупіка Б. С., 2014

УДК 612.172

МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ РУХУ НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ

Іваницька А.Л., Терещенко М.Ф., Вислоух С.П., Філіппова М.В.

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

alla.ok@mail.ru; agfarkpi@i.ua

Розглядається питання створення моделі динаміки руху нижньої кінцівки людини. Для отримання цієї моделі побудована система диференціальних рівнянь, з використанням загальних формул динаміки, що моделюють двоногу ходу п'ятиланкового стрижневого механізму з