

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

деформуючими елементами структури. Наближене рішення зворотної задачі динаміки дозволяє шукати рішення задачі керованого руху (прямої задачі), використовуючи знайдені оцінки. Щоб отримати модель, подібну реальній системі, враховується деформація ланок, час та моменти інерції. Розроблена методика графічної візуалізації рухів людини при ходьбі з використанням сучасних методів. Розглянуто приклад розв'язання даної задачі з використанням пакету «Mathematica 7.0». На основі проведеного аналізу зроблено висновок про можливість використання запропонованого методу для моделювання динаміки руху нижніх кінцівок.

Ключові слова: моделювання, нижні кінцівки, рівняння руху, пружні деформації, графічна візуалізація.

Вступ

Більшість досліджень досі проводилися з використанням моделі абсолютно твердого тіла. Запропонована модель є наступним етапом в розвитку цього напрямку і краще відповідає реальному людському тілу.

Вирішується актуальне завдання моделювання нижньої кінцівки людини на базі багатокомпонентних елементів, що деформуються. Важливість вивчення деформацій зростає у зв'язку із застосуванням нових конструкційних матеріалів. Останнім часом спостерігається значний прогрес у багатьох областях техніки: в хімічній промисловості, ядерній фізиці, створенні космічних апаратів, в розробці медичних протезів, конструюванні антропоморфних механізмів різного призначення і це вимагає відповідного теоретичного дослідження.

Оскільки механічна система з деформуючими елементами структури має велику кількість ступенів свободи, то розрахунки подібних систем складні і вимагають великої кількості обчислень. Анімаційне моделювання дозволяє проводити експерименти, не створюючи натурні моделі.

Аналіз сучасного стану проблеми

Проблема створення орієнтовної математичної моделі досліджувалась Н.А. Бернштейном при вивченні двоногого руху [1]. З розвитком цифрових засобів відеофіксації рухів, анімаційних можливостей комп'ютерної техніки стало можливим проводити чисельно-аналітичні дослідження механізмів з великою кількістю ланок, в тому числі і з урахуванням їх деформованості [2, 3] (табл. 1). Отже, в літературі по біомеханіці не виявлено детальної інформації про динаміку і кінематику спортивної ходи, на відміну від звичайної ходи, у якій досліджені численні кінематичні, динамічні, енергетичні характеристики багатьма авторами по різних методиках. Також при огляді літературних джерел видно, що облік деформацій у багатоланкових механізмах практично не проводився і вимагає дослідження.

Тому точне моделювання процесу ходи людини з визначенням основних динамічних характеристик та керуючих моментів для візуалізації її рухів є досить актуальним.

Постановка задачі

Розглянемо максимально наближену до людини п'ятиланкову біомеханічну модель.

Таблиця 1. Аналоги моделей механічних систем в сучасній літературі

Дослідники	Максимальна кількість і вид ланок	Врахування деформацій
А.М. Формальський	7 - вагомі, імпульсне управління, балістична хода	Немає
В.В. Белецький	7 – невагомі, інерційний корпус-балансир	Немає
В.Е. Бербюк	7 - вагомі, складні стопи (3-х ланкові), корпус-балансир	Немає
Ш.Х. Тубеев	7 - вагомі, змінна довжина ноги	Немає
И.В. Новожилов, М.Ф. Зацепин, Ш.Х. Тубеев	Багатонога хода	Немає
Н.И. Левітський	Маніпулятори	Є
А.Ф. Смалюк	4 - вагомі, пасивна хода	Є
Університет Монпельє (Франція)	7 - хода, стрибки, керована хода	Немає
А.И. Добролюбов	Хвильовий процес перенесення речовини	Є
Рурський технічний університет (Бохум, Германія)	14 – тільки візуалізація	Немає
Fujitsu Laboratories (Японія)	11 - комерційна розробка	Немає
А.В. Борисов	11 – вагомі, керована хода, наявність рук	Є

Для розгляду плоского руху біомеханічної системи в одноопорній фазі введемо нерухому праву декартову систему координат xuz з початком у точці O і площиною xu , в якій відбувається рух центру мас. Система має дві дволанкові вагомі ноги та вагомий корпус. Всі елементи структури є пружними і довжини стрижнів є функціями часу: $l_i = l_i(t)$ ($i = 1, \dots, 5$). На рис.1. схематично зображено механізм, і введені відповідні позначення.

Нехай $A_1B = l_2$, $B_1C = l_3$, $B_2C = l_4$, $A_2B_2 = l_5$, $CG = l_7$, – довжини ланок біомеханічної системи, що моделюють нижні кінцівки людини. Положення в одноопорній фазі однозначно визначається кутами φ_i та довжинами стрижнів l_i ($i = 1, \dots, 5$). Центри мас знаходяться в точках: C_2 – гомілки опорної ноги, C_3 – стегна опорної ноги, C_4 – стегна переносної ноги, C_5 – гомілки переносної ноги, C_7 – корпусу. Їх положення будемо задавати у вигляді відношення довжини від початку відповідної ланки до центру мас до всієї довжині ланки через множники n_i ($i = 1, \dots, 5$), ($0 < n_i < 1$) (якщо всі ланки перенумерувати за номерами індексів у відповідних кутів) [4].

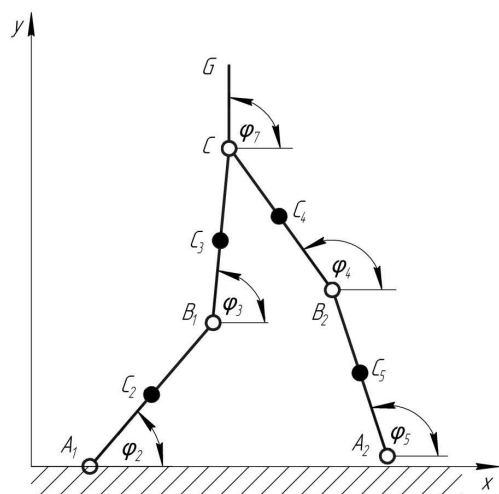


Рис. 1. Модель плоского руху стрижневої біомеханічної системи із змінною геометрією ланок в одноопорній фазі

Такий спосіб завдання положень центрів мас в даному випадку краще, у зв'язку з моделюванням людини, для якої положення центрів мас кінцівок визначаються емпіричним шляхом і задаються в процентному відношенні однієї частини ланки до іншої.

Результати дослідження

Щоб визначити моменти в суглобах, необхідно диференціювати кутові координати ланок стрижневої біомеханічної системи.

Скористаємося сплайновою інтерполяцією поліномами третього порядку, оскільки саме при такому способі підбору аналітичної кривої ми можемо отримати перші та другі безперервні похідні під час всього руху. Для отримання інформації про кутові прискорення, необхідно з наявних координат кінцівок, визначити кути в суглобах. Це можна зробити, використовуючи відомі геометричні співвідношення.

Кут між двома прямими визначається за формулою:

$$\operatorname{tg}(\varphi) = \frac{-(y_2 - y_1) \cdot (x_3 - x_2) + (y_3 - y_2) \cdot (x_2 - x_1)}{(y_2 - y_1) \cdot (y_3 - y_2) + (x_2 - x_1) \cdot (x_3 - x_2)} \quad (1)$$

Кут φ відлічується від першої прямої до другої проти годинникової стрілки [4].

Оскільки біг, хода, присідання є циклічними рухами, то достатньо розглянути один період.

В результаті рішення системи диференціальних рівнянь руху, по знайдених залежностях кутів від часу, створюються, анімаційні моделі руху за допомогою програмного пакету «Mathematica 7.0» (що наведені на рис. 2).

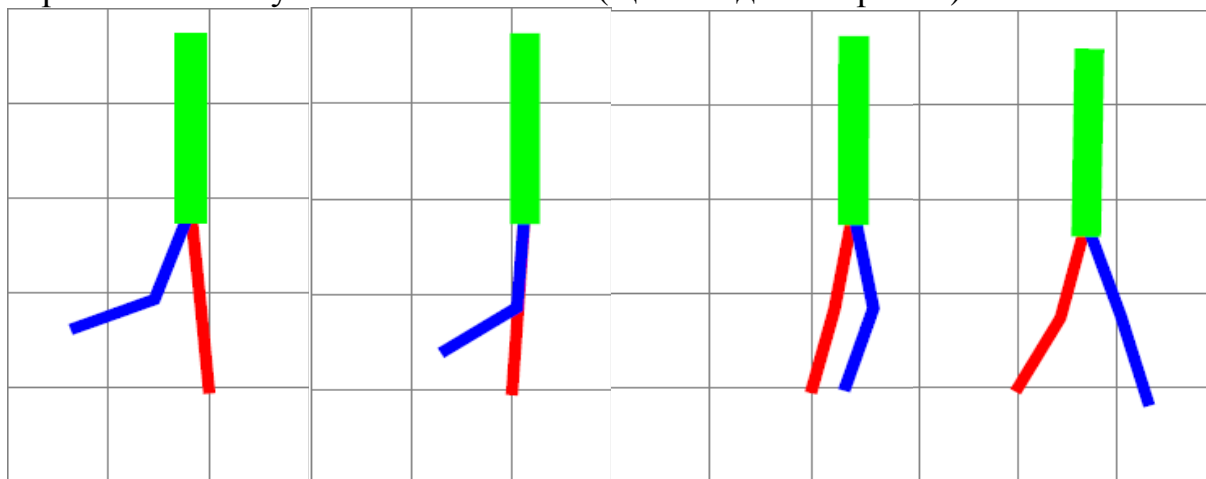


Рис. 2. Піктографічна візуалізація руху людини при одноопорній фазі

У процесі дослідження проводився порівняльний аналіз руху механізму з деформуючими ланками, і недеформуючими. Рівняння руху механізму з абсолютно твердими ланками отримують з рівнянь руху системи з ланками, що деформуються, якщо усі довжини ланок вважати постійними, тоді швидкість і прискорення деформації ланки звертаються в нуль і відповідні доданки в рівняннях руху просто відсутні, тобто рівняння руху спрощуються.

Приведемо залежності кутового переміщення, швидкості і прискорення для ланок біомеханізму, що отримують в результаті рішення системи диференціальних рівнянь руху (рис. 3).

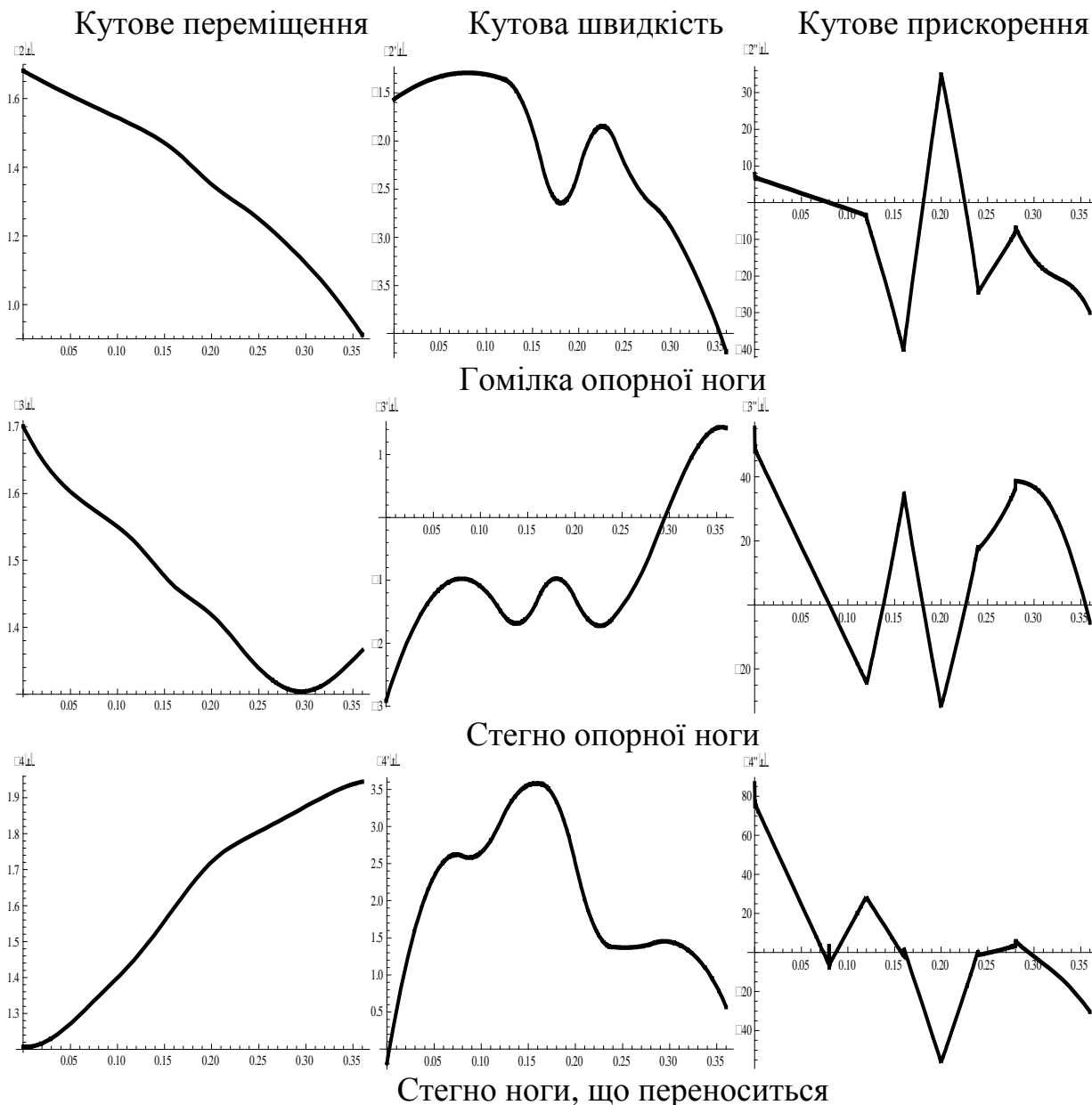


Рис. 3. Залежності кутового переміщення, швидкості і прискорення для системи рівнянь із деформуючими ланками

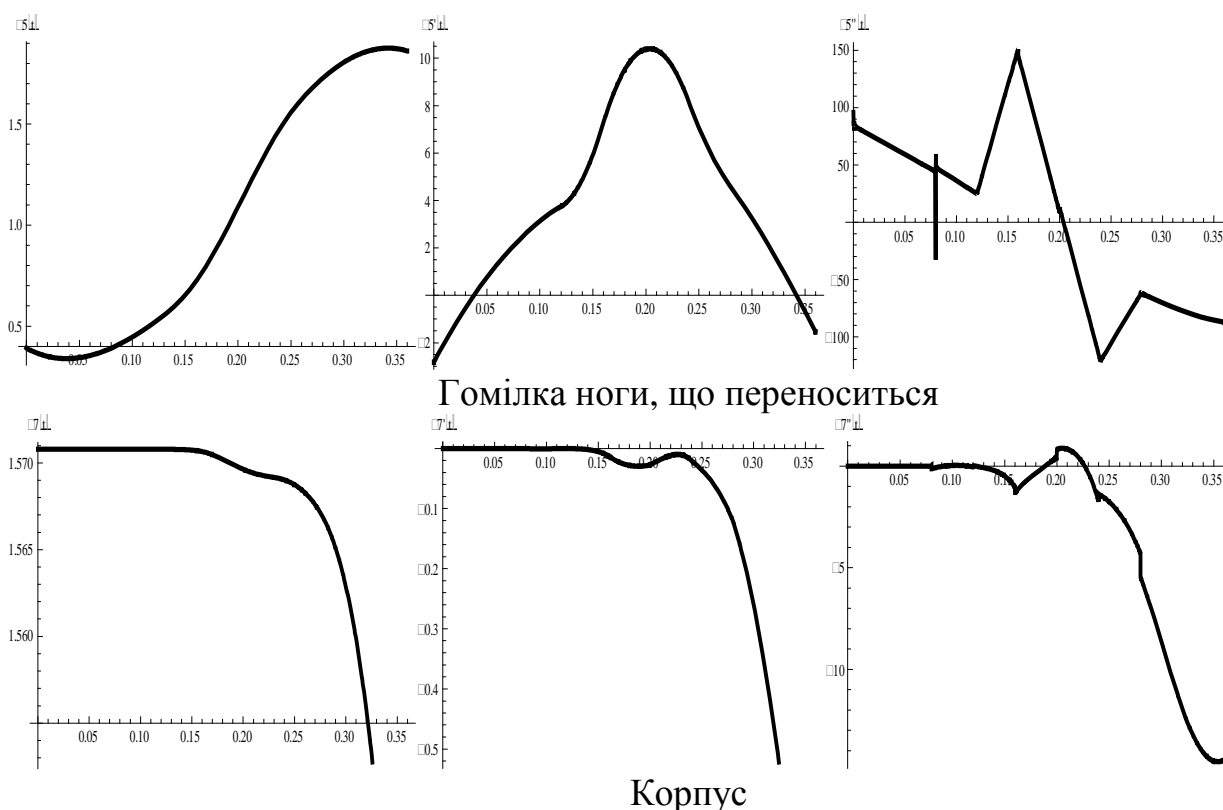


Рис. 3 (продовження). Залежності кутового переміщення, швидкості і прискорення для системи рівнянь із деформуючими ланками

Висновки

В результаті рішення системи диференціальних рівнянь руху із заданими керуючими моментами, отримані залежності кутових переміщень від часу. За ними проведено анімаційне моделювання руху. Зіставляючи з анімаційними моделями, видно, що розрахунковий рух практично схожий на початковий і це досить переконливо доводить правильність розрахунків і коректність усієї процедури моделювання.

Аналізуючи побудовані залежності кутів кутового переміщення від часу видно, що незважаючи на в цілому схожий вид, виникають окремі невеликі максимуми і мінімуми, яких не було в початковому русі. Це можна пояснити недосконалістю запропонованої методики фіксації локомоцій людини, тим, що незначні зміни, що відбуваються короткочасно, не були зафіксовані.

Проте, незважаючи на це, запропонована модель в цілому, добре описує рух біомеханічних систем з елементами структури, що деформуються, і не пред'являє занадто високих вимог до дослідницької апаратури, що особливо важливо в нинішніх умовах. У подальшому буде розглядатись модель нижніх кінцівок людини з врахуванням стоп з використанням рівнянь Лагранжа другого роду.

Література

1. Бернштейн Н. А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике / Н. А. Бернштейн. – М.: СпортАкадемПресс, 2001. – 296 с.
2. Новожилов И. В. Математическое моделирование сгибательно-разгибательных движе-

- ний нижніх кінцівок при зміні вертикальної пози людини / И. В. Новожилов, П. А. Кручинин, И. А. Копылов. – М.: Изд-во механико-математического факультета, 2001. – 52 с.
3. Чигарев А. В. Биомеханика / А. В. Чигарев, Г. И. Михасев, А. В. Борисов. – Минск: Изд-во Гревцова, 2010. – 284 с.
4. Борисов А. В. Моделирование опорно-двигательного аппарата человека и применение полученных результатов для разработки модели антропоморфного робота / А.В. Борисов. – М.: Спутник +, 2009. – 212 с.

Надійшла до редакції
17 червня 2014 року

© Іваницька А. Л., Терещенко М. Ф., Вислоух С. П., Філіппова М. В., 2014

УДК 615.847.8

ОСОБЛИВОСТІ ТА СТРУКТУРА АВТОМАТИЗОВАНОГО МАГНІТОТЕРАПЕВТИЧНОГО АПАРАТУ

Терещенко М. Ф., Кос О. С.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна
kos_aleksandr@mail.ru

Розглядаються питання розробки та особливості структури автоматизованого магнітотерапевтичного апарату (АМА) з можливостями широкого керування параметрами магнітного поля (магнітної індукції, частоти, тривалості імпульсів та форми поля). Були проведені дослідження розподілення постійної та змінної складових магнітного поля в самому індукторі та комплексі «індуктор-біологічний об'єкт» в магнітотерапевтичних апаратах (МТА) «ПОЛЮС-4», «МИТ-11» та виконано їх порівняння.

На основі експериментальних і теоретичних досліджень запропонований спосіб імпульсної магнітотерапії та структура автоматизованого магнітотерапевтичного апарату з точно нормованими параметрами магнітного поля та заданими параметрами впливу в робочій зоні індуктора, контролем ефективності дії фізіотерапевтичної процедури.

Ключові слова: автоматизований магнітотерапевтичний апарат, керування параметрами, контроль ефективності процедури.

Вступ

Магнітні поля (МП) різних видів (постійні, змінні, пульсуючі, обертові та бігучі) мають протизапальну, спазмолітичну, знеболюючу, протинабрякову дію, активно впливають на обмін речовин та енергій і процеси регенерації травмованих тканин, стимулюють захисні реакції організму [1]. При правильно обраному дозуванні впливу МП практично відсутні шкідливі побічні ефекти, що скорочує область протипоказань порівняно з іншими фізіотерапевтичними факторами. Тому є актуальним питання побудови такого автоматизованого магнітотерапевтичного апарату, що контролює хід та значення параметрів МП з можливостями їх широкої зміни і дозволяє автоматизувати та синхронізувати дію магнітного поля з реакцією пацієнта, а також підтримувати та оперативно корегувати параметри магнітного поля під час процедур, залежно від стану па-