

Використання елементів штучного інтелекту в оптичних діагностично-лікувальних приладах

Д.т.н., проф. З. Готра, д.т.н., проф. О. Кожухар, к.т.н. Г. Барило, к.т.н. М. Івах, ст. В. Вірт

Національний університет «Львівська політехніка»

Abstract: The paper presents the application of elements of artificial intellect, above all, flexible algorithms based on probabilistic approach using sequential statistical analysis which allows create new class of diagnostic and therapeutic devices with continuous automatic evaluation of effectiveness of treatments.

Keywords: diagnostically therapeutic devices, photo medical technologies, information technologies, phototherapy, artificial intellect.

Вступ. Необхідність створення діагностично-лікувальних приладів із неперервним автоматичним оцінюванням дієвості лікувальної процедури є важливою та актуальною задачею.

Передусім сучасна лікарська практика вимагає вирішення проблеми нових програмно керованих світловодних інтерфейсів діагностично-лікувальних приладів для здійснення передових фотомедичних технологій, тобто медичних технологій із застосуванням скерованого оптичного випромінювання.

До таких технологій, у першу чергу, належать: фотоототерапія – лікування оториноларингологічних хвороб, зокрема хронічних захворювань на тонзиліт, фарингіт, вушні шуми отозахворювань програмованим оптичним безпосереднім опромінюванням паталогічних ділянок чи відповідних біологічно активних точок або, опосередковано – через зорові аналізатори [1,2] та фотоготерапія, яка являє собою лікування контрольованим оптичним випромінюванням через кров важковиліковних хвороб на кшталт Т-клітинної лімфоми шкіри та псоріазу [3].

Так, для тестування, наприклад, при проведенні гематологічних технологій лікування через ультрафіолетове опромінення крові, на кшталт фотоферезу, розроблено спеціалізовану оптико-електронну систему (ОЕС) на основі джерел тестових світлових потоків із тестовими спектрами та світлових сенсорів відповідного спектрального діапазону.

Сенсори та джерела тестових світлових потоків налаштовані на певні ділянки видимого спектру, в яких, згідно дослідженням за умови успішності лікувального сеансу, саме і проявляються зміни. ОЕС керується мікропроцесором, в якому закладено режим неперервного контролю, параметри якого через USB-порт передаються на ПК для опрацювання та візуалізації (рис.1).

Постановка задачі. На основі аналізу стану засобів реалізації зазначених фотомедичних технологій визначено відсутність у сучасних приладах неперервного контролю очікуваних позитивних або непередбачених негативних змін фізіологічних показників пацієнта впродовж лікувальних сеансів та відсутність

гнучких алгоритмів роботи оптичних інтерфейсів. Це не дає можливості оперативного прийняття об'єктивного лікарського рішення щодо корекцій режимів терапевтичної процедури та подальшої стратегії лікування обраною технологією [4].



Рис. 1. Спеціалізована ОЕС для тестування при проведенні гематологічних технологій.

Після запуску процесу здійснюється неперервний контроль значень кожного із вхідних параметрів. При цьому відбувається співставлення значень кожного параметра із допустимим діапазоном значень, які задані в базі даних. У випадку, коли контрольований параметр перевищує допустимі граничні значення, формується повідомлення про критичну ситуацію, і лікувальний сеанс автоматично припиняється. Після закінчення сеансу, на основі отриманих результатів, формується діагностичне повідомлення. Інформативність щодо ходу лікувальної процедури та своєчасність прийняття рішення може значно скоротити процес лікування, підвищити його ефективність у цілому, унеможливити випадки, за яких унаслідок надмірності для окремих пацієнтів опромінення загрожує їм небажаним побічним впливом. Так само, недостатність дози опромінення або невідповідність його амплітудно-частотних характеристик біофізичним параметрам і показникам психофізичного стану окремих пацієнтів не створюють для них передбачуваної лікувальної дії. У всіх наведених випадках необхідно, за одержаною інформацією про ту чи іншу реакцію пацієнта на процедуру, приймати оперативне рішення про її припинення.

Підвищення інформативності про хід лікування через неперервне тестування пацієнта дало б можливість автоматичного прийняття рішення та, одночасно, за бажанням лікаря, його роботи в інтерактивному форматі [5].

Розв'язання поставленої задачі. Для створення медичних систем контролю велике значення має

використання логічних функцій, які складають основу елементів штучного інтелекту.

У першому наближенні логічні функції можна розглядати як процес оперування з інформацією представленою певними інформаційними сигналами, наприклад X_1, \dots, X_K . За такого підходу вхідні сигнали є первинними, а логічні міркування – вторинними. Однак наведений підхід є досить умовним, оскільки значення досліджуваних параметрів може мати значний вплив на структуру і характер отриманих результатів.

Якщо розглянути традиційні методи оброблення тестових оптичних сигналів та прийняття рішень, то слід відзначити, що до останнього часу найбільшого поширення отримали так звані табличні алгоритми, які ґрунтуються на обчисленнях із використанням таблиць. Перевага табличних алгоритмів полягає у простоті, недолік – чутливість до ситуації, коли деякі значення параметрів (інколи найбільш інформативні) не прийняті з тих чи інших причин. Вказаний недолік можна усунути, якщо використовувати гнучкі алгоритми на основі ймовірнісного підходу. Для цього використовується метод Байєса або метод послідовного статистичного аналізу (метод Вальда).

У випадку використання формули Байєса як міра достовірності висновку про ефективність чи не-ефективність лікувальної процедури використовується ймовірність $P(Y_j/X_i)$:

$$P(Y_j/X_i) = \frac{P(Y_j)P(X_i/Y_j)}{P(X_i)} \quad (1)$$

Для множини сигналів, які аналізуються $X = \{X_1, \dots, X_K\}$ формула Байєса приймає вигляд:

$$P(Y_j/X_1, \dots, X_K) = \frac{P(Y_j)P(X_1, \dots, X_K/Y_j)}{P(X_1, \dots, X_K)} \quad (2)$$

або для статистично незалежних ознак:

$$P(Y_j/X_1, \dots, X_K) = P(Y_j) \prod_{i=1}^K \frac{P(X_i/Y_j)}{P(X_i)} \quad (3)$$

Розв'язувальне правило для метода Байєса полягає в пошуку максимуму функції $P(Y_j/X_1, \dots, X_K)$.

Для застосування зручнішим є рекурентний варіант формули Байєса:

$$P(Y_j/X_1, \dots, X_K) = P(Y_j/X_1, \dots, X_{K-1}) \frac{P(X_K/Y_j)}{P(X_K)} \quad (4)$$

Вираз (4) дозволяє проводити обчислення в міру надходження параметрів інформаційних сигналів, не чекаючи моменту, коли будуть оцінені всі K сигнали. Тому можна припинити врахування нових параметрів, якщо оцінка ймовірності гіпотези, що аналізується, є досить високою. Формула (4) є варіантом формули (3), тобто математично коректна лише за умови статистичної незалежності ознак.

У випадку аналізу одного з двох можливих параметрів і за умови, що $P(Y_1) = P(Y_2)$, справедливим є таке співвідношення:

$$\frac{P(Y_1/X_1, \dots, X_K)}{P(Y_2/X_1, \dots, X_K)} = \frac{P(X_1, \dots, X_K/Y_1)}{P(X_1, \dots, X_K/Y_2)},$$

яке для статистично незалежних ознак можна переписати у вигляді:

$$\frac{P(Y_1/X_1, \dots, X_K)}{P(Y_2/X_1, \dots, X_K)} = \prod_{i=1}^K \frac{P(X_i/Y_1)}{P(X_i/Y_2)}$$

або, після логарифмування,

$$u_1 = \ln \frac{P(Y_1/X_1, \dots, X_K)}{P(Y_2/X_1, \dots, X_K)} = \sum_{i=1}^K \ln \frac{P(X_i/Y_1)}{P(X_i/Y_2)} = \sum_{i=1}^K \ln z_i \quad (5)$$

В рекурентній формі можна записати:

$$u_K = u_{K-1} + \ln z_K \quad (6)$$

Розв'язувальне правило в цьому випадку має такий вигляд:

$$\begin{aligned} u_K \geq 0 &\rightarrow X \in Y_1, \\ u_K < 0 &\rightarrow X \in Y_2. \end{aligned} \quad (7)$$

Разом із виразом (6) розв'язувальне правило (7) трактується так: якщо після врахування чергового значення параметра досліджуваного сигналу знак величини u_K не змінився, є підстави для припинення процесу аналізу. Однак для впевненості можна розглянути ще декілька значень цього параметра і переконатися, що величина u_K дійсно продовжує віддалятися від граничного значення, тобто є підстави для прийняття відповідного діагностичного повідомлення.

У випадку обмеження значень параметра тестового сигналу певними рамками використовується метод послідовного аналізу Вальда, в результаті чого застосовується не вираз (7), а розв'язувальне правило вигляду:

$$\begin{aligned} u_K \geq a &\rightarrow X \in Y_1, \\ u_K \leq b &\rightarrow X \in Y_2, \\ b < u_K < a, \end{aligned} \quad (8)$$

де величини a і b визначають межі "коридору" і розраховуються, виходячи із заданих значень ймовірностей помилок ε_1 і ε_2 - помилок прийняття рішення про стан діагностики Y_1 за наявності стану Y_2 і навпаки.

На основі наведених залежностей логічних функцій реалізовано гнучкий алгоритм оброблення тестових оптичних сигналів в діагностично-лікувальних пристроях (рис. 2). В основу роботи покладено аналіз параметрів X_1, X_2, X_3 , які відповідають значенням відбитого та пройденого через біооб'єкт тестового променя, а також власного випромінювання, відповідно. У процесі проведення діагностики визначається динаміка зміни кожного із вхідних інформаційних сигналів, визначається поточний стан пацієнта під час проведення лікувальної процедури та з відповідною вірогідністю формується відповідне повідомлення про перебіг процесу.

У випадку виникнення критичних ситуацій формується тривожне повідомлення про необхідність негайного припинення процедури. Особливість роботи запропонованого алгоритму полягає у визначенні одного із трьох тестових сигналів, динаміка зміни параметрів якого є найбільш вираженою.

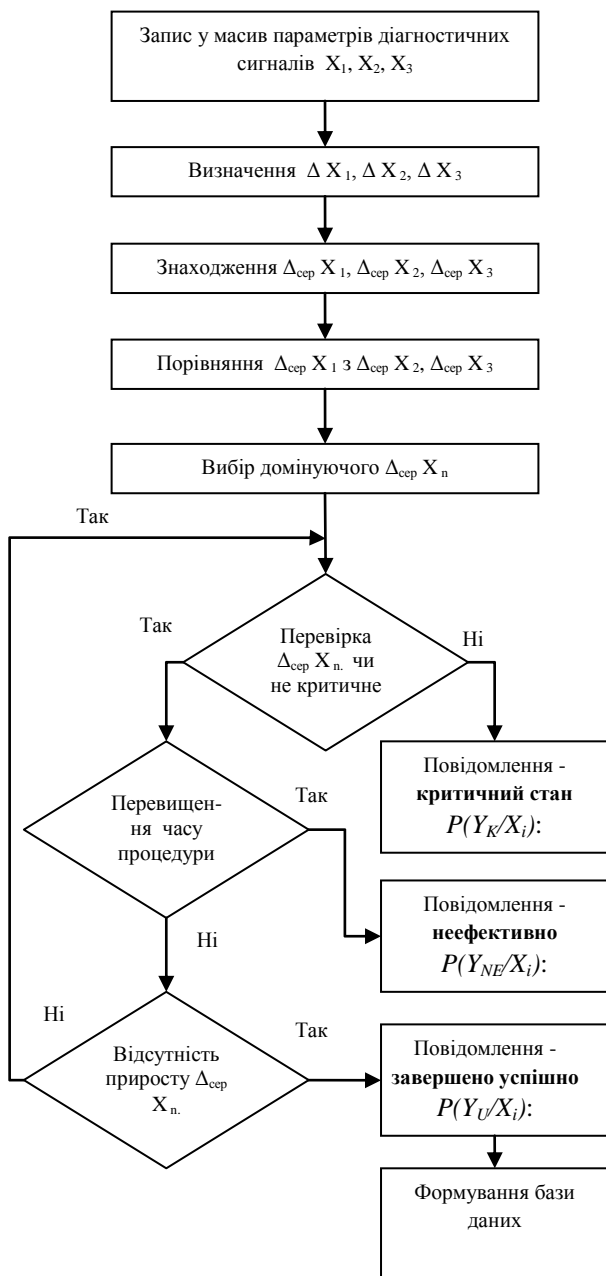


Рис. 2. Алгоритм оброблення тестових оптичних сигналів в діагностично-лікувальних пристроях.

Такий підхід до побудови алгоритму пов'язаний з фізіологічними особливостями організму, і домінуючий сигнал не завжди один і той самий. Контроль за перебігом лікувальної процедури здійснюється на основі аналізу динаміки домінуючого сигналу X_i , для якого на кожному часовому інтервалі визначається його зміна ΔX_i та середнє значення її абсолютної величини за всі пройдені часові інтервали. Для кожного часового інтервалу проводиться перевірка значення динаміки зміни і при перевищенні критичної норми формується повідомлення про критичний стан - Y_k по вхідному сигналу X_i . Крім того, для кожного часового інтервалу відбувається перевірка загальної тривалості процедури, і у випадку

перевищення встановленого часу за відсутності динаміки параметрів домінуючого сигналу, формується повідомлення Y_{NE} про неефективність лікувальної процедури. За умови зменшення динаміки домінуючого сигналу до рівня, який описується величинами a і b , які визначають межі допустимого "коридору", за методом Вальда (8), формується повідомлення про успішне завершення лікувальної процедури. Отриманий масив даних заноситься в базу даних, яка використовується в процесі проектування діагностичних пристроїв побудованих на основі аналізу оптичних сигналів.

Запропонований алгоритм доцільно реалізувати на основі мікроконтролерів сімейства PSoc, гнучка архітектура яких забезпечує високу ефективність оброблення та аналізу інформаційних сигналів. Запропонований метод використання елементів штучного інтелекту та розроблений алгоритм аналізу володіє достатньою точністю та може бути використаний в процесі проектування медичних діагностично-лікувальних пристроїв. Практичні дослідження показують можливість використання такого підходу також у процесі діагностики, для якої використовуються інші, не оптичні інформаційні сигнали.

Таким чином, запропоноване застосування елементів штучного інтелекту, передусім, гнучких алгоритмів на основі ймовірнісного підходу за методом послідовного статистичного аналізу дозволяє створити новий клас діагностично-лікувальних пристроїв із неперервним автоматичним оцінюванням дієвості лікувальної процедури, програмне забезпечення яких здійснює безконтактно оперативний аналітичний контроль поточних значень показників пацієнта, на основі чого приймається рішення та здійснюється повідомлення про перебіг і пропозиції щодо біжучої та подальшої стратегії лікування.

[1] S.Tonnies, Entspannung fur Tinnitusbetroffene durch Photostimulation // Springer Medizin Verlag 2006, № 54, с.481-486

[2] Кожухар О. Т., Зазуляк А.М., Кучак Є.В. Дослідження впливу фотостимулів з частотами біоритмів людини на організм // "Електроніка "Вісник НУ"ЛП", №680, вид-во НУ"ЛП", Львів, 2010. – С. 225-230.

[3] Аналіз змін оптичних характеристик лейкомаси при фотоферезі / М.С. Івах, Є.Р. Косий, О.Т. Кожухар // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – №1(21). – С. 103-107.

[4] Барило Г.І., Готра З.Ю., Зазуляк А.М., Кіщера О.О., Кус Н.І. Апаратурно-програмне забезпечення лікувального процесу в оториноларингології з неперервним оптико-електронним тестуванням біооб'єкта. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2012. – №2(24). – С.81-85.

[5] Г.І. Барило, М.С. Івах, А.М. Зазуляк, О.Т. Кожухар. Інформаційна підтримка лікувальних процедур на основі автоматизованого аналізу периферійних показників. НТУ «ХП», «Інформаційні технології: Наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей ХХ міжнарод. наук.-практ. конф. (MicroCAD-2013), Ч.ІІІ (15-17 травня 2012 р., Харків) / за ред. проф. ТОВАЖНЯНСЬКОГО Л.Л. – Харків, 2012. – С. 96.