

Корисна модель належить до медичної галузі, а саме до застосування обчислювальної техніки в неврології для ідентифікації анормальних рухів верхніх кінцівок пацієнтів.

Найбільш близьким аналогом до корисної моделі є спосіб цифрового вимірювання параметрів анормальних неврологічних рухів верхніх кінцівок у пацієнтів із проявами тремору, що передбачає використання комп'ютерного графічного планшета з цифровим пером для неперервного зчитування траєкторії руху руки пацієнта при відтворенні ним певного графічного шаблону, а параметри просторових коливань рухів отримують шляхом обробки сигналів з цифрового пера, оснащеного 3D-мікроакселерометром (див. Патент України № 130247, від 26.11.2018 р., МПК А61В 5/11, бюл. Промислова власність № 22, 2021).

Недоліком найбільш близького аналога є неможливість адекватно аналізувати амплітудну характеристику відхилення малюнку пацієнта від зображення шаблону через значне зміщення позиції руки пацієнта відносно шаблону.

В основу корисної моделі поставлено задачу одержати можливість адекватно аналізувати амплітудну характеристику відхилення малюнку пацієнта від зображення шаблону шляхом усунення негативного впливу зміщення руки пацієнта відносно шаблону.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі візуалізації результатів досліджень анормальних неврологічних рухів верхніх кінцівок пацієнтів для комплексного аналізу захворювання - тремору, що полягає у використанні комп'ютерного графічного планшета з цифровим пером для неперервного зчитування траєкторії руху руки пацієнта при відтворенні ним певного графічного шаблону, а параметри просторових коливань рухів отримують шляхом обробки сигналів з цифрового пера, оснащеного 3D-мікроакселерометром, згідно з корисною моделлю амплітуду відхилення малюнку пацієнта від зображення шаблону отримують в середовищі оригінального програмного забезпечення, інтерпретують отримані дані у декартовій системі координат, виконують усереднення значень для кривої тесту пацієнта, апроксимують нормальний розподіл з використанням нормального Гаусового згладжування, що реалізують згортою з ядром Гауса, і усувають ефект паралаксу.

Корисна модель пояснюється кресленнями, де на фіг. 1 показано накладання малюнку пацієнта на зображення шаблону, на фіг. 2 показано накладання зображення згладженої кривої малюнку на малюнок пацієнта.

Спосіб візуалізації результатів досліджень анормальних неврологічних рухів верхніх кінцівок пацієнтів для комплексного аналізу захворювання - тремору, реалізують наступним чином. На екрані комп'ютерного графічного планшета розміщують зображення шаблону у вигляді геометричної фігури, обриси якої необхідно повторити. У нашому випадку, як шаблон використовують зображення відрізка прямої лінії. Для відтворення зображення шаблону на екрані комп'ютерного графічного планшета у верхній кінцівці пацієнта розміщують цифрове перо з вбудованим 3D-мікроакселерометром і фіксують початкову точку, з якої розпочинають відлік координат траєкторії руху верхньої кінцівки. З допомогою рукописного вводу, пацієнт відтворює зображення шаблону на екрані комп'ютерного графічного планшета. Протягом тестування контролер планшета отримує покази параметрів руху як з чутливого елемента цифрового пера, так і з сенсора з вбудованим 3D-мікроакселерометром. У випадку, якщо покази тиску пера на площину екрана комп'ютерного графічного планшета ненульові, реєструють значення координат траєкторії руху з допомогою чутливих елементів екрана комп'ютерного графічного планшета. У тому випадку, якщо значення тиску пера на площину екрана комп'ютерного графічного планшета рівне нулю, сигнал прискорення руху верхньої кінцівки пацієнта фіксують з допомогою 3D-мікроакселерометра, що вбудований у цифрове перо.

Опрацювання отриманих даних виконують наступним чином. Використовуючи значення прискорення як вихідні дані, визначають поточну позицію пера з допомогою формул для координат $x(t)$, $y(t)$ та $z(t)$:

$$\begin{aligned} x(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} [(\alpha_x(\tau) dt) d\theta] \right) \\ y(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} [(\alpha_y(\tau) dt) d\theta] \right) \\ z(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} [(\alpha_z(\tau) dt) d\theta] \right) \end{aligned} \quad (1)$$

де: t, θ, τ - деякі моменти часу, $t \in (0; \theta)$, $\theta \in (0; t)$;

$\alpha_z(\tau)$

$\alpha_x(\tau), \alpha_y(\tau), \alpha_z(\tau)$ - значення прискорення по осях в момент часу τ .

Траєкторію руху цифрового пера по поверхні екрана комп'ютерного графічного планшета описують, використовуючи залежність, яка передбачає відслідковування значення прискорення, швидкості і координати об'єкта, кожного разу додаючи або віднімаючи значення зміщення, здійсненого ним за проміжок часу Δt :

$$\begin{cases} S_i = S_{i-1} + v_{i-1} \cdot \Delta t + \alpha_{i-1} \cdot \frac{(\Delta t)^2}{2} \\ v_i = v_{i-1} + \alpha_{i-1} \cdot \Delta t \end{cases}, (2)$$

де: S_i - переміщення об'єкта в i -й момент часу; S_{i-1} - переміщення об'єкта в $i-1$ -й момент часу; v_i - швидкість об'єкта в i -й момент часу; v_{i-1} - швидкість об'єкта в $i-1$ -й момент часу; Δt - період часу між двома відліками датчика; α_{i-1} - прискорення об'єкта в $i-1$ -й момент часу.

Таким чином операцію інтегрування замінюють підсумуванням невеликих проміжків. У випадку з векторами шляху x , y , z , що спроектовані на осі OX , OY , OZ , використовують формули:

$$\begin{aligned} x_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k \alpha_j (\Delta t)^2 \\ y_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k b_j (\Delta t)^2 \\ z_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k c_j (\Delta t)^2 \end{aligned}, (3)$$

де: x_i , y_i , z_i - проекції вектора шляху на осі координат; α_j - прискорення кінця пера в j -й момент часу по осі координат OX ; b_j - прискорення кінця пера в j -й момент часу по осі координат OY ; c_j - прискорення кінця пера в j -й момент часу по осі координат OZ .

Нехай пацієнт малює пряму лінію на графічному планшеті, а його рухи записують у вигляді дискретного набору точок P у тривимірному просторі:

$$P = \{(x_i, y_i, z_i, t_i) | i = 1, \dots, N\} \quad (4)$$

де: x_i - координата точки по осі OX у момент часу t_i ; y_i - координата точки по осі OY у момент часу t_i ; z_i - координата точки по осі OZ (глибина або вертикальна координата); t_i - часові мітки (timestamp), що дозволяють аналізувати динаміку руху в i -й момент часу; N - загальна кількість записаних точок.

Отриманий малюнок пацієнта при накладанні не співпадає із зображенням шаблону (фіг. 1). Причиною такого не співпадання є зміщення позиції руки пацієнта відносно шаблону. Для отримання амплітуди відхилення, яка дійсно характеризує есенціальний тремор, виконують порівняння з усередненим значенням малюнку пацієнта (крива пацієнта). Для цього виконують усереднення на кожному проміжку кривої з допомогою математичної моделі обробки даних з графічного планшета для оцінки тремору.

Далі, очікувану лінію визначають методом найменших квадратів (ЛМНК). Проводять усереднення координат та апроксимують лінію в наступний спосіб: $ax+by+cz+d=0$, де коефіцієнти a , b , c та d знаходять розв'язанням:

$$\begin{bmatrix} \sum x_i^2 & \sum x_i y_i & \sum x_i z_i & \sum x_i \\ \sum x_i y_i & \sum y_i^2 & \sum y_i z_i & \sum y_i \\ \sum x_i z_i & \sum y_i z_i & \sum z_i^2 & \sum z_i \\ \sum x_i & \sum y_i & \sum z_i & N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, (5)$$

де: a , b , c - параметри нормального вектора площини; d - зміщення площини відносно початку координат; $\sum x_i^2$, $\sum y_i^2$, $\sum z_i^2$ - суми квадратів відповідних координат; $\sum x_i y_i$, $\sum x_i z_i$, $\sum y_i z_i$ - суми добутків координат для відповідних площин.

Відхилення кожної точки від прямої розраховують як перпендикулярну відстань:

$$d_i = \frac{|ax_i + by_i + cz_i + d|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \quad (6)$$

де: d_i - відстань точки $[(x)_i, y_i, z_i]$ до прямої;

$\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$ - нормуючий множник для обчислення перпендикулярної відстані.

Далі отримують середнє значення та стандартне відхилення:

$$\mu_d = \frac{1}{N} \sum d_i, \quad \sigma_d = \sqrt{\frac{1}{N} \sum (d_i - \mu_d)^2}, (7)$$

де: μ_d - середнє відхилення точок від лінії; σ_d - стандартне відхилення, що показує варіації тремору; $\sum d_i$ - сума всіх відхилень d_i .

Для усунення випадкових флуктуацій для фільтрації від стороннього шуму та згладжування траєкторії використовують Гаусове згладжування (зважене усереднення сусідніх точок), що реалізують згорткою з ядром Гауса:

$$G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}, \quad (8)$$

де: $G(x)$ - Гаусова функція; σ - параметр ширини Гаусового розподілу, що визначає рівень згладжування; e - основа натурального логарифма; π - математична константа π (≈ 3.1416).

Результуючу згладжену траєкторію отримують згорткою з ядром $G(x)$, що дозволяє прибрати випадковий шум у всіх трьох координатах x , y , z .

Безпосереднє відхилення кількісних характеристик амплітуди відхилення у кожній точці часу виконують шляхом обчислення середньоквадратичного відхилення залишкового сигналу від початкового. Тобто отримують амплітудну характеристику тремору, яка характеризує показники різниці між малюнком пацієнта і його усередненою моделлю (фіг. 2).

Таким чином, запропонована корисна модель дозволяє отримати можливість адекватно аналізувати амплітудні характеристики відхилення малюнку пацієнта від зображення шаблону шляхом усунення негативного впливу зміщення руки пацієнта відносно шаблону.

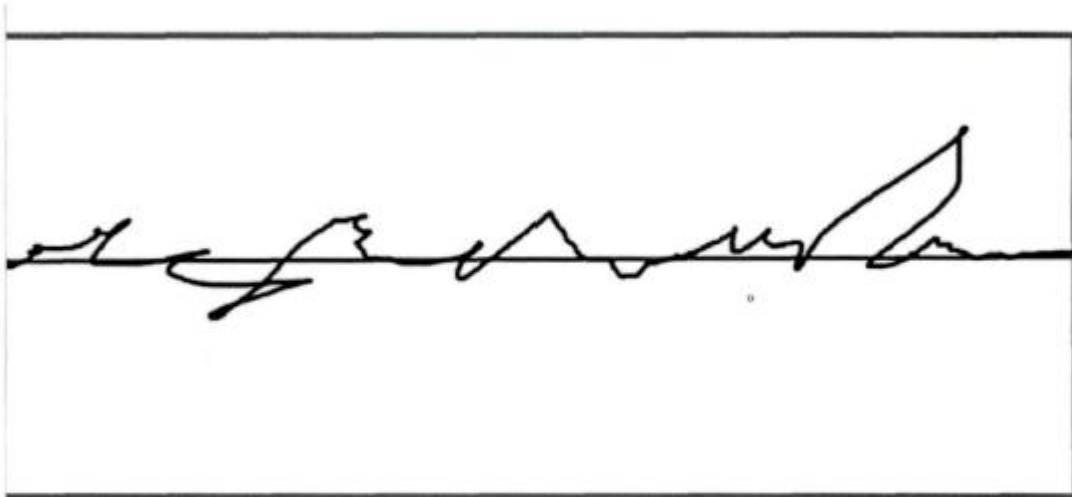


Fig. 1



Fig. 2