

Бичков О.С., д.т.н., Шатирко А.В., д.ф.-м.н.,
Меркулова К.В., к.т.н., Жабська Є.О.

ТЕХНОЛОГІЯ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ЗНІМКІВ МРТ ПРИ ЧЕРЕПНО-МОЗКОВИХ ТРАВМАХ

Bychkov O.S., Shatyрко A.V., Merkulova K., Zhabska Y. Technology of simulation and investigation of MRI images with cranial-brain injuries. In the article, based on the methodology of mathematical modeling and the basic principles of computer science, the system, which makes modelling and predicts the development of closed craniocerebral injuries in humans, was proposed. A feature of this model - is considering the displacement factor of internal brain tissues over time. Structurally, the system has several interconnected separate modules, some of which can be used separately, for example, to analyze the development of brain tumors. This fact gives the developed model a certain universality and hardware independence. The work details the process of processing and analyzing images of computed tomography of the brain at the algorithmic level. A three-dimensional model (skull, brain, hematomas) was constructed, considering the possible displacement of brain tissues over time. A certain analysis of the functioning of the model was carried out, which can significantly help neurosurgeons in quick decision-making regarding surgical intervention.

Keywords: mathematical modeling, traumatic brain injury, tumor growth prediction

Бичков О.С., Шатирко А.В., Меркулова К.В., Жабська Є.О. Технологія моделювання та дослідження черепно-мозкової травми. У статті, базуючись на методології математичного моделювання та основних принципах комп'ютерних наук, проведено дослідження й запропоновано систему, що моделює та прогнозує розвиток закритих черепно-мозкових травм людини. Особливістю моделі є врахування в часі фактору зміщення внутрішніх тканин мозку. Система конструктивно має ряд перев'язаних окремих модулів, частина з яких, може бути використана окремо, наприклад, для аналізу розвитку пухлин головного мозку. Даний факт надає розробленій моделі певну універсальність й апаратну незалежність. В роботі деталізовано на алгоритмічному рівні процес обробки та аналізу знімків комп'ютерної томографії мозку. Сконструйована тривимірна модель (череп, мозок, гематоми), з врахування можливого зміщення мозкових тканин у часі. Проведено певний аналіз функціонування моделі, що може суттєво допомогти нейрохірургам у швидкому прийнятті рішення щодо проведення операційного втручання.

Ключові слова: математичне моделювання, черепно-мозкова травма, прогнозування росту пухлини

Вступ

В сучасній медицині існує багато проблем, вирішення яких частково або повністю можливе методами математичного моделювання з подальшим застосуванням автоматизації обробки інформації. Ці питання детально досліджуються як науковцями математиками, так і медиками (зокрема більш детально з цим можна ознайомитися реферуєчи сучасні статті та журнали, наприклад [1, 2]). Особливо велику користь комп'ютерне моделювання може принести там, де потрібно приймати рішення в умовах обмеженого часу, а також там де потрібне прогнозування ситуації. Як відомо, черепно-мозкова травма (далі ЧМТ) часто дуже небезпечна для життя людини та має властивість складного, іноді швидкого, розвинення в часі [3]. Тому її моделювання та прогнозування розвитку хвороби стає актуальною задачею. Представлена робота направлена на вирішення обох цих проблем.

Актуальність

ЧМТ поділяються на відкриті і закриті, с гематомами та без гематом, зі зміщеннями та без зміщень [3]. Особливий випадок, коли травма закрита, та має місце зміщення мозку, в такому випадку, хірург користуючись своїм великим досвідом прогнозує розвиток ЧМТ, та приймає рішення чи необхідно проводити оперативне втручання.

Запропонована модель спрямована на прогнозування розвитку саме такої ситуації, коли закрита травма зі зміщенням має складний розвиток у часі (декілька днів). Розв'язання цієї задачі надасть можливість хірургам більш точно планувати методику лікування і призначати необхідність хірургічного втручання.

Мета

Мета цієї роботи розробити та надати нейрохірургам апарат для аналізу й швидкого прогнозування розвитку черепно-мозкових травм. Також більша частина розробленої системи, може бути використана, для аналізу розвитку пухлин головного мозку.

Виклад основного матеріалу дослідження.

Пропонується такий підхід (чотири основних модулів):

1. Обробка та аналіз знімків комп'ютерної томографії мозку.
2. Побудова тривимірної моделі мозку і черепу за обробленими образами.
3. Побудова математичної моделі зміщення тканин мозку у часі.
4. Аналіз моделі мозку.

Ці проблеми розв'язуються окремо і майже незалежно. Робиться це для того, щоб отримана модель мала більшу універсальність та апаратну незалежність.

Так наприклад перший модуль, який обробляє образи комп'ютерної томографії враховує особливості обладнання конкретного типу томографів. Тобто для того щоб система працювала зі знімками принципово іншого томографа, достатньо переробити тільки цю частину.

Другий модуль, може будувати тривимірну модель не тільки за обробленими (вже апаратно-незалежним) образами, які можуть бути не тільки знімками з томографа. Також ця частина системи може враховувати окремі особливості форми черепа пацієнта, чи інші фактори, які хірург зазначить важливими.

Третій модуль будує фізичну модель зміщення мозку у черепі людини, в часі. На цьому етапі вже все відома інформація про внутрішнє положення мозку в черепі, особливості травми, тощо. Фізична модель, моделюючи з деяким кроком дискретизації, механічну взаємодію тканин мозку між собою та черепом, показує, яке положення буде займати мозок через потрібний хірургу час.

Четвертий модуль, аналізуючи зміщення тканин мозку в фіксований момент часу, дає відповіді на питання:

1. Чи є защемлення тканин головного мозку.
2. Яка частина мозку защемлена.
3. Чи є це защемлення критичним для життя пацієнта.

На основі цих даних, своїх знань та життєвого досвіду хірург приймає рішення - чи потрібно проводити оперативне втручання.

Обробка та аналіз знімків комп'ютерної томографії мозку

Ця частина системи розпізнає в знімках комп'ютерної томограми мозку, основні складові голови пацієнта, які роблять суттєвий механічний вплив на зміщення тканин мозку. На поточному етапі розробки, до них входять: мозок, череп, гематоми. Обробляється масив знімків, з кожного з них отримується інформація про взаємне положення цікавих нам тканин. Розглянемо детально математичні методи розпізнання мозку за знімком.

Цей процес складається з наступних кроків:

1. Зчитування зображення з файлу електронної медичної книжки (формат DICOM)[4].
2. Бінарізація зображення методом Оцу.
3. Знаходження основних точок мозку.
4. Морфологічна обробка зображення.

Зображення зчитується з файлу за допомогою OpenSource бібліотек, для обробки DICOM файлів (рис. 1).

Потім за методом Оцу [5, 6], знаходиться поріг за яким треба проводити бінарізацію.

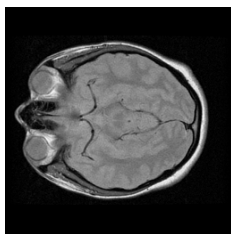


Рис. 1.

Використовуючи такі основні точки, як центр, та середнє відхилення точок від центру, які ми теж знаходимо через матсподівання і дисперсію точок всього зображення, знаходимо ключові точки знімку (рис. 2).

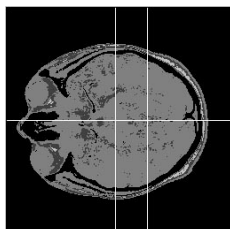


Рис. 2.

На основі цього робиться висновок де приблизно мозок знаходиться. Потім комбінуючи операції бінарної морфології зображень: нарощування, ерозія, замикання та розмикання образів, з бінарного зображення відокремлюється мозок та візуально приєднані до нього частини (рис. 3, 4).

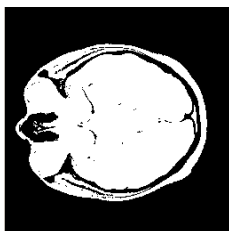


Рис. 3.

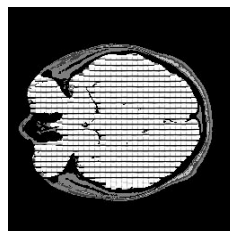


Рис. 4.

На цьому малюнку зображено особливий випадок розпізнавання мозку - коли тканини мозку візуально з'єднані з іншими тканинами. В цьому випадку робляться додаткові операції бінарної морфології, які з великою долею вірогідності відокремлюють мозок від сторонніх тканин. Для цього будується маска (рис. 5) за якою вирізається мозок з рисунку 4 (рис. 6).

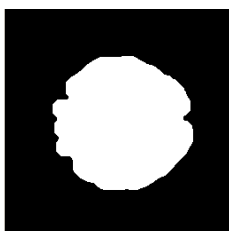


Рис. 5.

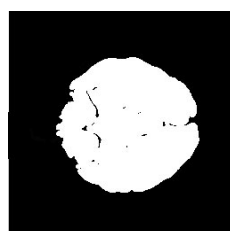


Рис. 6.

Алгоритм побудови маски

Маска будується вирізанням частин рис. 4, які не можуть бути частинами мозку за його природою. Як відомо, мозок має зовнішній вигляд опуклого об'єкту, тому частини, які порушують опуклість не є частинами мозку.

Розглянемо операції бінарної морфології зображень. Для цього вкажемо, що бінарне зображення можна розглядати, як матрицю з нулів та одиниць. Також введемо маску, яка є теж матрицею з нулів та одиниць, але вона повинна бути квадратна, та мати непарні розміри. Розглянемо алгоритм на прикладі. Вхідна матриця та матриця маски будуть наступні:

Матриця $\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$ маски $\begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$ буде розмірності 5x5.

Нарощування

Для цього на кожну точку з вхідного зображення накладається матриця маски так, щоб центр маски співпадав з цією точкою. Якщо в точці знаходиться одиниця, то тоді кожній точці вихідного зображення ставиться одиниця там де стоїть одиниця в масці, або якщо там стоїть одиниця у вхідному зображенні. Обчислюється за наступною формулою.

$$B(i, j) = \exists i', j' : |i - i'| \leq m \wedge |j - j'| \leq m \wedge (A(i, j) \vee (A(i', j') \wedge M(i' - i, j' - j))) \tag{1}$$

Ерозія

Для цього на кожну точку з вхідного зображення накладається матриця маски так, щоб центр маски співпадав з цією точкою. Якщо в точці знаходиться одиниця, то тоді кожній точці вихідного зображення ставиться одиниця там де стоїть одиниця в масці та одиниця у вхідному зображенні. Замість формули (1) в цьому випадку застосовується наступна

$$B(i, j) = \forall \Delta_i, \Delta_j = -m, m \wedge (M(\Delta_i, \Delta_j) \rightarrow A(i + \Delta_i, j + \Delta_j)) \tag{2}$$

Позначимо A, B, M - матриці вхідного, вихідного зображень та маски. Вважається, що 0 – це *false*, а 1- це *true*.

Матриця M має розмірність $2m+1$.

Перейдемо до побудови зображення рис. 6. Для цього запропонуємо такий алгоритм:

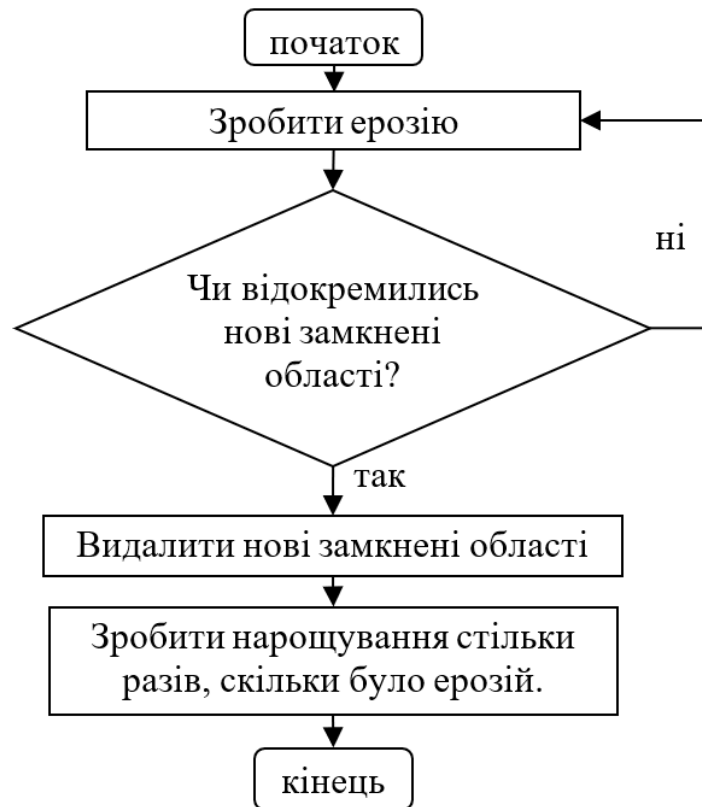


Рис. 6.

Отримаємо матриці оброблені нарощуванням та ерозією:

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 2 & 2 & 1 & 2 & 2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 2 & 2 & 2 & 1 & 2 & 2 & 2 & 0 \\ 0 & 2 & 2 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 2 & 2 \\ 0 & 0 & 2 & 2 & 1 & 1 & 1 & 1 & 2 & 2 \\ 0 & 2 & 2 & 1 & 1 & 1 & 1 & 2 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 2 & 2 & 1 & 2 & 1 & 2 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 2 & 2 & 1 & 2 & 2 & 2 & 0 & 0 \\ 0 & 2 & 2 & 1 & 1 & 2 & 1 & 2 & 2 & 0 \\ 0 & 2 & 2 & 1 & 1 & 2 & 1 & 2 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Нарощені елементи позначені 2 (двійками).

Побудова тривимірної моделі мозку і черепа за обробленими образами

На основі масиву оброблених знімків будується тривимірна модель мозку. Для цього кожна з основних тканин: мозок, череп, гематома зіставляються з своїм масивом зображень, впорядкованих за їх положенням у просторі (рис. 7).

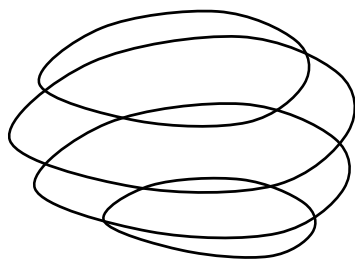


Рис. 7.

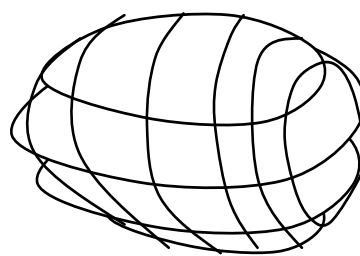


Рис. 8.

Тривимірна модель будується за масивами зрізів методом апроксимації поверхні сплайнами. Тобто робиться зріз масиву площиною, який утворює масив точок на площині, за яким апроксимується сплайнами замкнена лінія (рис. 8). На цій основі паралельно будуються:

- Меш-об'єкт фігури, в даному випадку це мозок.
- Множина точок, що мають просторові координати котрі скрізь заповнюють цей Меш-об'єкт. Позначимо цю множину через C .
- Множина точок, що є підмножиною попередньої множини, та є граничними точками між внутрішньою і зовнішньою частинами об'єкту. Тобто утворюють оболонку. Позначимо цю множину - S .

Робота цього модуля вимагає щоб об'єкт, за яким будується меш-об'єкт, та множини C та S , були без внутрішніх порожнин.

Алгоритм побудови множини точок C

Для цього треба мати функцію, яка за трьома координатами точки вирішує чи знаходиться вона в об'єкті [7]. Ця функція обчислюється за меш-об'єктом, що утворюється апроксимацією сплайнами масиву зрізів. Позначимо цю функцію через $f(x,y,z)$, вона повертає значення *true*, якщо точка (x,y,z) знаходиться усередині об'єкту, та *false* інакше. Тоді

$$C = \{(x, y, z) | f(x, y, z) \wedge (\neg f(x + \Delta, y, z) \vee \neg f(x - \Delta, y, z) \vee \neg f(x, y + \Delta, z) \vee \neg f(x, y - \Delta, z) \vee \neg f(x, y, z + \Delta) \vee \neg f(x, y, z - \Delta))\} \quad (3)$$

Алгоритм відокремлення множини точок S від C

Для цього з множини C перебираються усі точки, та якщо точка має менш ніж 6 ребер, то вважається, що вона знаходиться десь біля краю, тобто належить множині S .

Множина внутрішніх точок C потрібна для побудови фізичної моделі. Множина точок оболонки S потрібна в першу чергу для побудови меш-об'єкту, за яким будується 3D-зображення, що бачить хірург. Також ця множина, відіграє у фізичній моделі роль оболонки,

яка може мати свою власну силу натягання. Її далі вона аналізується в першу чергу на предмет доторкання з іншими змодельованими фізичними об'єктами: гематоми та череп.

Побудова математичної моделі зміщення тканин мозку у часі

На основі отриманих множин C та S будується фізична модель об'єктів (мозок, гематоми та череп) за таким принципом: кожна точка з множини C з'єднується ребрами з найближчими до неї точками (кількість ребер від 3 до 6). Кожному ребру ставиться у відповідність його звичайна довжина та коефіцієнти жорсткості на стискання та розтягання, а також його максимальна й мінімальна довжини. Ребра які з'єднують точки з множини оболонки можуть мати свої більш жорсткі коефіцієнти. Ребра стискаються та розтягаються згідно закону Гука. Закон Гука дуже непогано моделює процес стискання та розтягання пружних предметів, на мікроскопічному рівні, з достатньою точністю. Також він припускає достатньо легкі обчислення, що важливо у випадку коли час щільно дискретизований та кількість точок велика. Треба зауважити, що в нашій постановці задачі можна позбутися деякою невеликою ступінню точності, вигравши при цьому в швидкості обробки та щільності дискретизації.

Сумарна взаємодія ребер на кожную точку примушує її рухатись у якомусь напрямку. Для кожної точки визначається значення, під яким тиском вона знаходиться, у вигляді суми норм векторів сил, що на діють на неї (рис. 9).

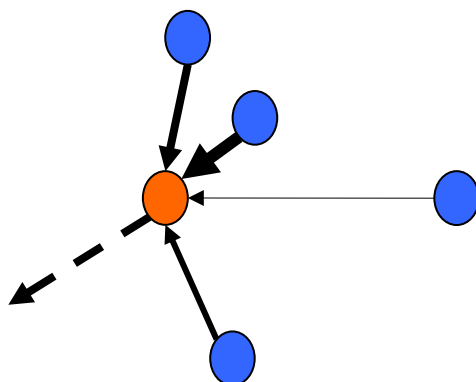


Рис. 9.

Різні об'єкти моделі (мозок, череп та гематоми) збираються в єдину загальну модель таким чином:

1. Будується фізичні моделі мозку та черепу.
2. Мозок та череп правильно розташовуються друг відносно друга.
3. До системи вводиться, *нарощуванням*, гематома, яка поступово розпирає мозок. Цей крок робиться з лагом у часі, тобто тканинам мозку дається деякий час на невеличкий зсув, згідно нашому алгоритму.
4. Запускається моделювання на деякий час.

З метою проведення практичних чисельних обчислень можна з успіхом використовувати як спеціалізовані комплекси математичних програм, так й універсальні, наприклад tools [8,9]. Множина точок які заповнюють об'єкт утворює тривимірну сітку у просторі. Тому при побудові об'єкту точки мембрани можна визначити тільки з геометричних міркувань (3).

Проблема дифузії різних об'єктів крізь один одного

Дифузія окремих об'єктів крізь один одного, та дифузія окремих частин одного об'єкта блокується обробкою мембран S . Природа цього процесу набагато складніша ніж рух точок множини C .

Для цього кожні три точки однієї мембрани, які з'єднані між собою ребрами, перевіряються з такими ж трійками іншої мембрани та трійками цієї ж мембрани. Якщо з'ясується, що на наступному кроці дискретизації ці створені трикутники перетинаються між собою у просторі, то для них розраховуються вектори їх взаємодії, і точки цих трикутників починають рухатись вже з врахуванням впливу на них з боку іншого трикутника (рис. 10).

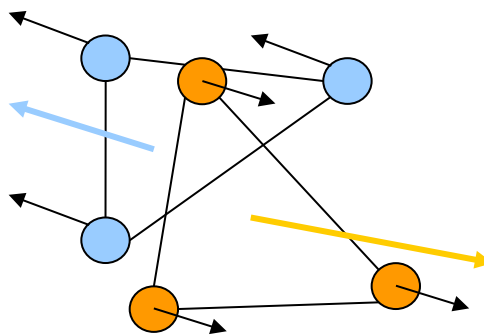


Рис.10

Аналіз моделі мозку

Фіксуємо момент часу, в який хірург планує досліджувати хворобу. Отримані з фізичної моделі множини S та C , з відомим тиском для кожної точки, дозволяють визначити чи існує десь защемлення тканин мозку.

Для цього аналізуються множини сусідніх точок, якщо знайдена десь множина точок тканин мозку, що мають високий тиск, сконцентрований в малому просторі, то вважаємо що ці тканини защемлені. Для цього треба провести серію випробувань з експертами, які встановлять поріг прийняття факту защемлення. За відомими точками легко відновлюється інформація про положення защемлених точок в мозку, та вдається дізнатися чи небезпечно це защемлення для життя людини. Так наприклад, стискання ствола мозку є майже завжди смертельним, а защемлення мозжечку є набагато менш небезпечним.

Висновки

В роботі запропоновано та досліджено модель черепно-мозкової травми людини. Модель дозволяє за стислий час зробити прогноз розвитку зміщення тканин мозку у випадку закритої черепно-мозкової травми людини з гематомами. Система, яка реалізує цю модель має дуже гнучку модульну структуру, що дозволяє застосовувати цей комплекс на різних типах томографів, замінюючи лише один модуль.

Більшість запропонованих алгоритмів мають елементарну складність та обчислюються за невеликий проміжок часу. При цьому обчислення залишаються достатньо точними для моделювання і прогнозування розвитку черепно-мозкових травм.

Хоча, на деяких кроках алгоритму точність обчислень не можливо дізнатись, бо іноді приходится застосовувати складні евристичні алгоритми. Наприклад алгоритм відокремлення тканин мозку на зображенні (див. блок-схему) може працювати поки відокремлена частина мозку не буде зовсім поглинута ерозією. Тоді похибка буде настільки велика, що результати роботи алгоритму вже не будуть мати значення. Але такі випадки занадто штучні, і в нормальній людини таких виглядів зрізів зображень комп'ютерної томографії просто не може бути. Програма була протестована на достатньо великому масиві зображень, та значних похибок в її функціонуванні не було виявлено. Важливо зауважити, що поки що запропонована програма знаходиться на стадії налагодження та остаточного тестування.

Список використаної літератури:

1. Richard B. Chambers. (2000). The Role of Mathematical Modeling in Medical Research: "Research Without Patients?". *Ochsner J.* – Vol.2(4). – P.218 – 223.
2. Journal of Mathematical Modeling its Application Medicine [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://www.mdpi.com/journal/mathematics/special_issues/mathematical_modeling_its_application_medicine
3. Grzegorz Cebula. (2022). Менеджмент черепно-мозкової травми у хворих дорослого віку. Переклад: Zaawansowane zabiegi resuscytacyjne i wybrane stany nagłe. Під ред. Jarosława

Gucwy i Macieja Ostrowskiego. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://empendium.com/ua/chapter/B27.8.223>

4. DICOM – медичний галузевий стандарт [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://docs.fileformat.com/uk/image/dicom/>

5. G.Stockman, L.Shapiro. (2001). Computer Vision. *Prentice Hall*. 617 p.

6. D.A. Forsyth, J.Ponce. (2002). Computer Vision. A Modern Approach. *Prentice Hall*. 673 p.

7. С.А.Кривошея, М.О.Перестюк. (2004). В.М.Бурим Диференціальні та інтегральні рівняння-К.:*Либідь*, -408с.

8. Devendra K. Chatutvedi. (2010). Modeling and Simulation of Systems using MATLAB and Simulink. *CRC Press.*, - 734p.

9. Dingyü Xue, Yangquan Chen. (2014). Modeling, Analysis and Design of Control Systems in Matlab and Simulink. *World Scientific Pub. Co Inc.*, – 558 p.

Автори статті

Бичков Олексій – доктор технічних наук, професор, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна.

Шатирко Андрій – доктор фізико-математичних наук, доцент, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна.

Меркулова Катерина – кандидат технічних наук, доцент, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна.

Жабська Єлизавета – асистент, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна.

Authors of the article

Bychkov Oleksii – Doctor of Science (technic), Professor, Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine.

Shatyрко Andriy – Doctor of Science (phys.-math.), Associate Professor, Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine.

Merkulova Kateryna – Candidate of Science (technic), Associate Professor, Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine.

Zhabska Yelyzaveta – Prof. Assistant, Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine.