Biomedical Engineering and Technology
Issue 17(1), 2025 ISSN (Online) 2707-8434

УДК 519.652:004.932:616-073.75 + 004.94 + 004.272.25

МЕТОД БАГАТОВИМІРНОЇ ІНТЕРПОЛЯЦІЇ БІТОВИХ МАСОК МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

Алфьоров Андрій Ігорович
alfiorov422@gmail.com
Настенко Євген Арнольдович
nastenko.e@gmail.com
Кафедра біомедичної кібернетики
Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"
м. Київ, Україна

Анотація – При обробці медичних зображень комп'ютерної томографії (КТ) та магнітно резонансної томографії (МРТ) широко застосовуються бітові маски, що представляють певний набір пікселів, що зазвичай представляють сегментований фрагмент самого КТ і власне можуть також представляти область де має бути розміщений протез або допоміжний елемент, що буде використаний під час медичного втручання. Самі бітові маски зазвичай мають роздільну здатність ідентичну самим даним КТ, але коли необхідно надрукувати сам протез або елемент необхідний для проведення медичного втручання то часто є потреба підвищити роздільну здатність цієї маски та отримати гладкі поверхні без гострих кутів. Метою роботи є вдосконалення процесу отримання бітових масок вищої роздільної здатності за допомогою розробки багатовимірного методу інтерполяції. Даними для роботи є згенеровані бітові маски, реалізація та тестування методу виконано за допомогою мови шейдерів GLSL за допомогою WebGL, що є варіацією OpenGL. Також в даній роботі було розглянуто методи інтерполяції зображень які можуть бути застосовані до даних КТ та МРТ. Як результат дана робота пропонує метод інтерполяції бітових масок для довільної кількості просторових вимірів та параметрично задану радіальну базисну функцію (RBF) з допомогою якої побудовано метод. Цей метод дозволяє отримати маски будь якої, вищої за початкову, роздільної здатності отримуючи гладкі поверхні самої маски. Також метод дозволяє отримати маски вищої роздільної здатності, що представляють поєднання кількох бітових масок, що не перетинаються між собою та наприклад представляють об'єкти, що повинні прилягати один до одного. Сам метод записаний для довільної кількості вимірів, а також розписані його часткові варіації для двох та трьох вимірів. Метод містить параметри при зміні яких можна налаштовувати гладкість результуючої поверхні, що представляє межі бітової маски. Також так як запропонований метод записаний в загальному вигляді де кількість просторових вимірів є вхідним параметром то він також може бути застосований для інтерполяції масок в часі для тривимірних даних КТ та МРТ, що містять кадри, що відповідають певному часу тобто метод працюватиме з чотирма просторовими вимірами. В результаті тестувань було виявлено, що найкращими парами параметрів є ($a = 2$, $b = 2$) та ($a = 2$, $b = 4$).

Ключові слова: інтерполяція, N-вимірна інтерполяція, бітова маска, обробка медичних зображень, радіальна базисна функція.

I. ВСТУП

Під час обробки піксельних, воксельних та більш високо вимірних дискретизованих даних наприклад результатів КТ або МРТ, що містять дані про щільність простору та їх сегментації постає проблема інтерполяції бітових масок, що представляють сегментовані ділянки таким чином щоб їх межі стали гладкими, що може бути потрібно коли необхідно надрукувати протез з певного матеріалу і поверхня протезу має бути гладкою ще на етапі його моделювання. Також досить важливим фактором є швидкість застосування такої інтерполяції та можливість виконувати обчислення паралельно наприклад після поділу даних на певну кількість маленьких ділянок. Що в свою чергу дозволяє перенести розрахунки на відеокарту бо саме вона може з неймовірною швидкістю виконувати паралельні розрахунки. Тому розробка нових методів для інтерполяції масок, що дозволяють отримати гладку поверхню при спробі підвищення роздільної здатності є актуальною.

I. МЕТА РОБОТИ

Мета роботи – вдосконалення процесу отримання бітових масок вищої роздільної здатності за допомогою розробки багатовимірного методу інтерполяції. Розробити метод одразу з розрахунком на його реалізацію з використанням переваг паралельних обчислень відеокарти.

III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Даними для роботи є згенеровані бітові маски. Мовами для реалізації та тестування методу було обрано мову програмування JavaScript та мову шейдерів GLSL. За виконання шейдерів на відеокарті відповідав WebGL, що є варіацією OpenGL для відображення тривимірної графіки з використанням паралельних обчислень відеокарти.

Проблема з заповненням проміжків між дискретизованими даними не є новою, але з розвитком технологій способи її вирішення можуть бути доповнені та розширені. Найпростішим способом інтерполяції між дискретизованими даними є метод найближчого сусіда[1] який при спробі отримати значення в довільній точці повертає значення, що знаходиться найближче до неї, схематично логіка роботи цього методу для одновимірних та двовимірних даних показана на рис. 1.

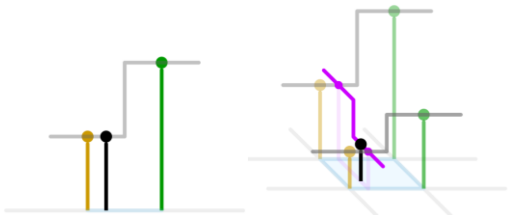

Рис. 1. метод найближчого сусіда для одно- та дво- вимірних даних

Більш просунутими методами інтерполяції є лінійна[2] та інтерполяція кубічним сплайном Ерміта[3] (або просто кубічна) результат їх застосування показано на рис. 2.

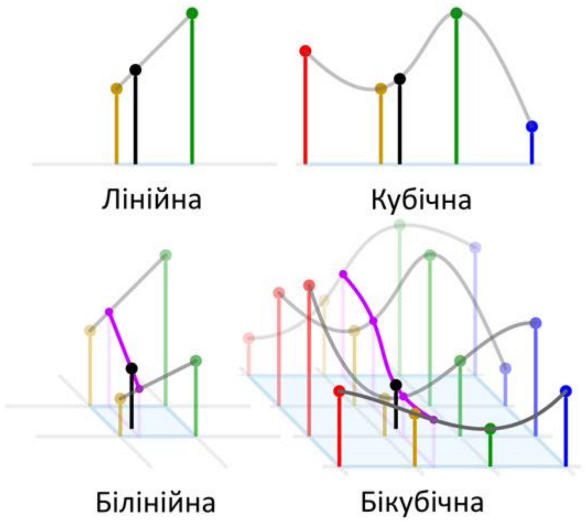

Рис. 2. Лінійна та кубічна інтерполяція для одно- та дво- вимірних даних

В той час як лінійна інтерполяція потребує лише $2*N$ сусідніх елементів де N це кількість вимірів то для того щоб розрахувати значення за допомогою кубічної інтерполяції вже необхідно $4*N$ сусідніх елементів так як беруться ще й сусідні елементи сусідніх елементів.

IV. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Одним зі способів інтерполяції може бути застосування Гауссового розмиття[1] за допомогою фільтра Гаусса[4] обраного радіусу на зображенні зі збільшеною роздільною здатністю в кілька разів за методом найближчого сусіда. Якщо до цього методу додати гістограмне перетворення бінаризація[5] то цей метод вже непогано зможе інтерполювати край бітової маски, що може бути представлена як двоколірне зображення. Якщо розширити цю ідею та замість бінаризації застосувати спеціальний метод сегментації[6], що повертає більше двох значень тобто більше однієї маски то це вже може дозволити працювати з більш ніж одною маскою одночасно, що в свою чергу може бути представлено багатоколірним зображенням. Але цей метод містить свої недоліки при застосуванні як метод інтерполяції, бо функція Гауса[7] має не нульові значення на всій області визначення функції. Функція Гаусса[7] в загальному параметричному вигляді задана наступним чином (1):

$$f_g(x) = a\exp\left(-\frac{(x-b)^2}{2c^2}\right) \qquad (1)$$

Тому для коректного застосування цього методу зазвичай використовують саме фільтр Гаусса[4] що є двовимірним масивом або матрицею з дискретизованими значеннями двовимірного розподілу що отриманий множенням двох функцій гаусса $f_g(x)f_g(y)$ для якого застосована нормалізація для того щоб сума ваг фільтра дорівнювала одиниці щоб в результаті фільтр найменш можливо зміщував загальну суму всіх пікселів зображення. Тому цей спосіб не дуже підходить для побудови безперервної функції для інтерполяції в певних межах бо в результаті даватиме стрибкоподібні переходи на межах пікселів, або потребуватиме значно більше обчислень задля їх уникнення.

Як оптимальний метод можна спробувати взяти межу для розрахунку Гауссові функції в 3 середньоквадратичних відхилення[8] якщо розглядати функцію Гауса як нормальний розподіл[8]. Що дасть функцію (2):

$$f_{g1}(x,r) = 1\cdot\exp\left(-\frac{(x-0)^2}{2(r/3)^2}\right) = \exp\left(-\frac{9}{2r^2}x^2\right) \qquad (2)$$

$$x\in[-r,r], r>0$$

Але і в такому випадку будуть виникати розбіжності як показано на рис. 4 що є збільшеним варіантом фрагменту в червоній рамці на рис. 3.

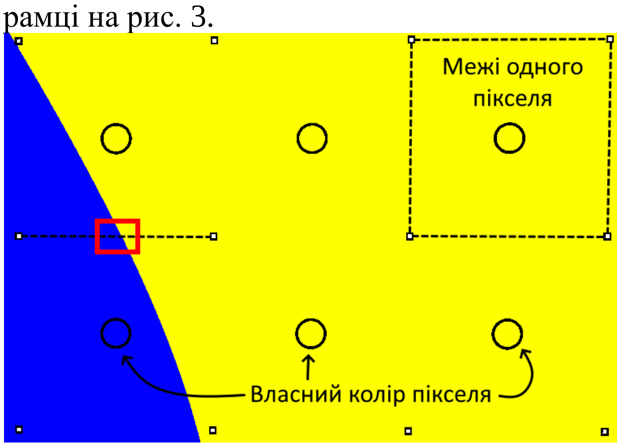

Рис. 3. Приклад застосування описаної інтерполяції з різким переходом

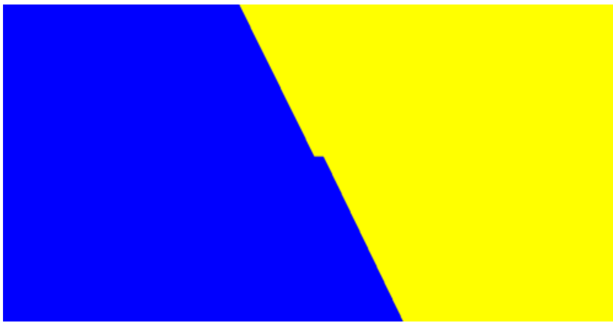

Рис. 4. Недоліки застосування інтерполяції при використанні функції гауса що має не нульові значення на всій області визначення

Як видно на рис. 4 при спробі обмежити кількість пікселів, що необхідна для розрахунку результату стається розбіжність на межі між пікселями. Також варто зауважити, що в даному прикладі розрахунки відбуваються на відеокарті де кожен піксель екрану мусить розрахувати своє значення незалежно від інших, що створює деякі обмеження, але дає можливість проводити такі розрахунки паралельно, що неймовірно підвищує продуктивність та зменшує загальний необхідний час для розрахунку і може спокійно розраховувати та відображати результат в реальному часі.

V. ЗАПРОПОНОВАНА РАДІАЛЬНА БАЗИСНА ФУНКЦІЯ

В результаті багатьох експериментів та тестувань було отримано радіальну базисну функцію[9] на заміну (2) та виявлено, що вона не має недоліків з-за яких функція (2) давала розбіжності. Запропонована в цій роботі радіальна базисна функція[9] в загальному вигляді задана наступним чином (3):

$$f(x,a,b,r) = \begin{cases} \left(1-\left(\frac{|x|}{r}\right)^a\right)^b & \text{if } |x|\le r \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \qquad (3)$$

$$a,b,r>0$$

Ця функція також може бути представлена в наступному вигляді (4):

$$f(x,a,b,r) = \max\left(\operatorname{sign}\left(r-|x|\right),0\right)\left(1-\left(\frac{|x|}{r}\right)^{a}\right)^{b} \quad (4)$$

$$a,b,r > 0$$

Графіки функції (3) при $a = 2$, $b = 4$ та для $r = \{0.5, 1, 2\}$ показано на рис. 5.

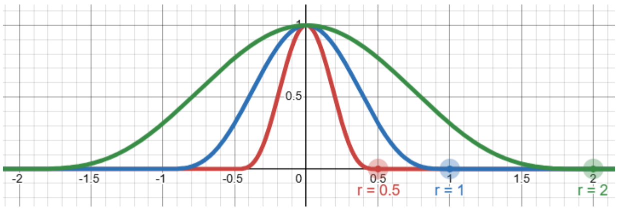

Рис. 5. Графік функції при різних r

З рис. 5. Можна помітити, що обрана функція візуально є подібною до Гауссової, але вона має суттєві відмінності, а саме досягає нуля на відстані r від точки в якій досягає максимального значення. Також на відміну від Гауссової функції[7] (1) ця функція (3) дозволяє змінювати кривизну спаду за допомогою зміни параметрів a та b. На рис. 6 показано графіки функції (5) при різних a та b:

$$y = f(x,a,b,r)$$
$$x \in [-r,r]; y \in [0,1]; r = 0.5 \quad (5)$$

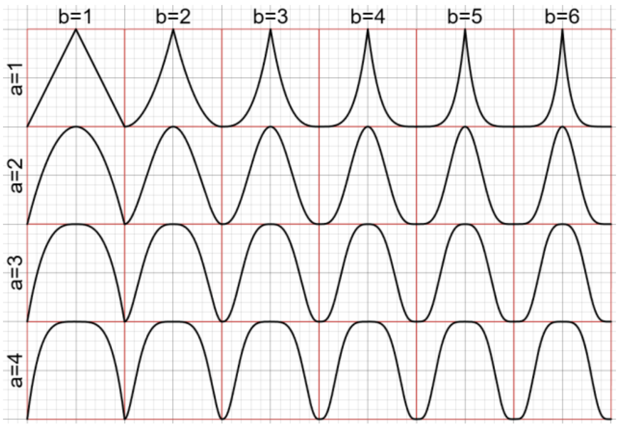

Рис. 6. Графік функції (5) для різних a та b

Знаючи це можемо записати N вимірний варіант (6) функції (3) що заданий в наступному вигляді де вектор $A = (a_i)_{1 \le i \le N}$, а N це кількість вимірів:

$$f_N(A,a,b,r) = \prod_{i=1}^{N} f(a_i,a,b,r) \quad (6)$$

Також у випадку потреби різного розподілу по осям замість одного значення r може бути вектор $R = (r_i)_{1 \le i \le N}$ тоді N вимірна функція (6) виглядатиме наступним чином (7):

$$f_N(A,a,b,R) = \prod_{i=1}^{N} f(a_i,a,b,r_i) \quad (7)$$

Використавши N вимірний варіант (6) розглянемо двовимірний випадок (8) з тим самим набором пар a та b що зображені на рис. 5, але так як ця функція (8) може бути повноцінно відображена лише в тривимірному просторі прирівняємо її послідовно до кожного елементу з множити z що задана в (8). В результаті ми отримаємо лінії що наглядно показують як значення функції (8) спадає від $z = 1$ при $x = 0$, $y = 0$ до $z = 0$ при досягненні меж для x та y що записані в (8):

$$z = f_2\left(\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, a, b, r\right)$$
$$x,y \in [-r,r]; z \in \{0, 0.1, \dots, 1\}; r = 0.5 \quad (8)$$

В результаті отримаємо графіки зображені на рис. 7.

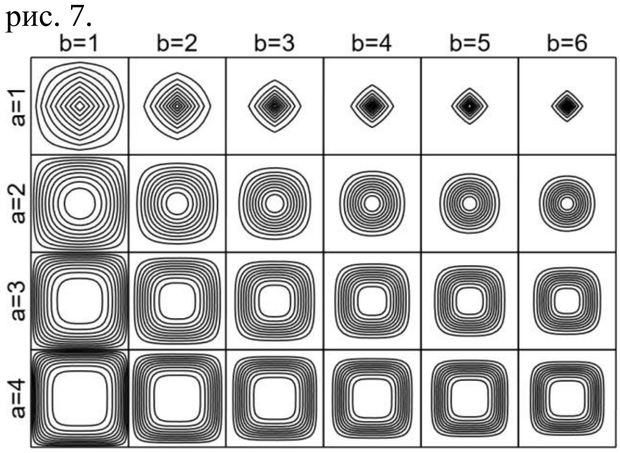

Рис. 7. Графік функції (8) для різних a та b

Як бачимо достатньо радіальний розподіл досягається при $a = 2$ та при різних b, але при значному збільшенні b спад функції (8) з $z = 1$ до $z = 0$ відбувається надто швидко, що в результаті може потребувати більше розрахунків для отримання бажаного результату. Загалом найкраще з цього переліку нам підходять

Biomedical Engineering and Technology
Issue 17(1), 2025 ISSN (Online) 2707-8434

пари: $(a=2,\ b=2)$ та $(a=2,\ b=4)$ але в залежності від потреби цілком можуть бути використані й інші значення для a та b.

VI. ЗАПРОПОНОВАНИЙ МЕТОД ІНТЕРПОЛЯЦІЇ

Для того щоб визначити результуюче значення в довільному векторі $A=(a_i)_{1\le i\le N}$ де N це кількість вимірів необхідно визначити вектор $S=(s_j)_{1\le j\le M}$ та вектор $C=(c_j)_{1\le j\le M}$ де M це кількість унікальних кольорів/значень навколо поточного пікселя включно з самим пікселем, що заданий своїм центром за допомогою вектору P що визначений як (9). Для отримання результуючого значення будуть перебрані всі пікселі центри яких лежать в межах $[P-R_1, P+R_1]$ де R_1 обчислюється за (10) де r_i є компонентами вектору $R=(r_i)_{1\le i\le N}$ згаданого в (7).

$$P:=\left(\lfloor a_i\rfloor+0.5\right)_{1\le i\le N} \tag{9}$$

$$R_1=\left(r_{1,i}\right)_{1\le i\le N}:=\left(\lceil r_i-0.5\rceil\right)_{1\le i\le N} \tag{10}$$

Вектор C містить всі унікальні кольори/значення в зазначених вище межах в довільному порядку. Також необхідно визначити функцію (11) що повертатиме колір/значення за заданим вектором центра довільного пікселя даних. Тоді визначимо функцію отримання нового кольору/значення маски $I'_N(A)$ для N вимірів та довільного вектору A як (12):

$$I_N(A) \tag{11}$$

$$I'_N(A):=c_k \tag{12}$$

Де k дорівнює j де s_j є максимальним в цьому векторі та обчислюється за (13):

$$k:=\underset{j\in\{1,2,\ldots,M\}}{\operatorname{argmax}}(s_j) \tag{13}$$

Де в свою чергу s_j для N вимірів обчислюється за допомогою рекурсивної формули (14):

$$s_{j,N}:=\sum_{d_N=-r_{1,N}}^{r_{1,N}} s_{j,N-1} \tag{14}$$

Де є вектор $D=(d_i)_{1\le i\le N}$ що представляє вектор зміщення від поточного найближчого пікселя з центром P (9). Також для розрахунку повної формули (14) задано формулу (15) для розрахунку базового елементу $s_{j,1}$ для одного виміру.

$$s_{j,1}:=\sum_{d_1=-r_{1,1}}^{r_{1,1}}\begin{cases} f_N(A-(P+D),a,b,R) & \text{if } I_N(P+D)=c_j \\ 0 & \text{otherwise}\end{cases} \tag{15}$$

Де $r_{1,i}$ розраховується за формулою (10), а f_N це формула (7). У випадку якщо розподіл має бути однаковим по всім осям то формулу можна дещо спростити замінивши вектор R на значення r та вектор R_1 на значення r_1.

Знаючи повну формулу (12) можемо записати формулу (16) для двох вимірів та однаковим розподілом по всім осям і вона виглядатиме наступним чином:

$$\begin{gathered} I'_2(A):=c_k \\ k:=\underset{j\in\{1,2,\ldots,M\}}{\operatorname{argmax}}(s_j) \\ s_j:=\sum_{d_2=-r_1}^{r_1}\sum_{d_1=-r_1}^{r_1}\begin{cases} f_2(A-(P+D),a,b,r) & \text{if } I_2(P+D)=c_i \\ 0 & \text{otherwise}\end{cases}\end{gathered} \tag{16}$$

Для двовимірної бітової маски, що представлена двоколірним зображенням при $a=2$, $b=2$ та $r=1.2$ результат застосування формули (16) показано на рис. 8, також на рис. 8 червоним позначено частину областей, що змінили своє значення в порівнянні з початковим значенням:

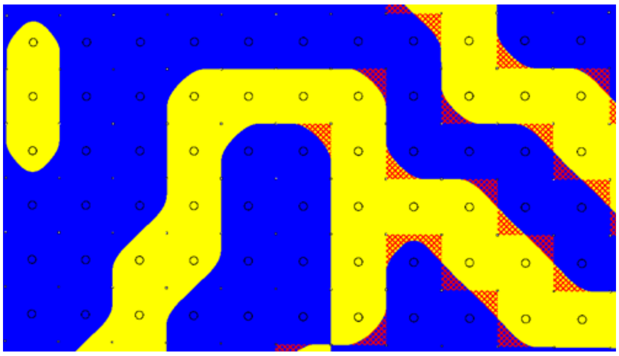

Рис. 8. Приклад застосування функції (16)

Biomedical Engineering and Technology
Issue 17(1), 2025 ISSN (Online) 2707-8434

Також цей метод буде добре працювати і для кількох масок, що не перетинають одна одну, але можуть знаходитись впритул одна до одної. Результат застосування формули (16) на зображенні 100 на 100 пікселів, що представляє кілька масок зображено на рис. 9.

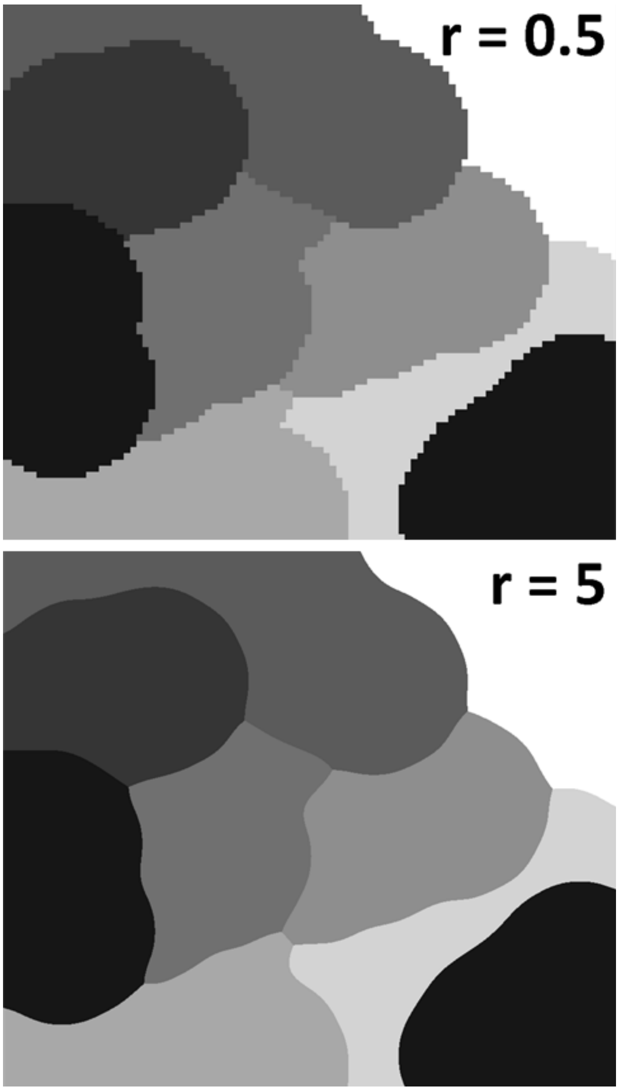

Рис. 9. Приклад застосування для кількох масок одночасно

Як бачимо на рис. 9 при $r = 0.5$ результат ідентичний початковому вигляду маски бо $r_1 = \lceil r - 0.5 \rceil = 0$ згідно з (10), що означає, що для розрахунку значення в точці простору використовується лише один піксель з центром заданим P (9) відносно шуканого положення заданого вектором A. Збільшуючи параметр r можна отримати гладкі контури, що показано на рис. 9 при $r = 5$, що означає що $r_1 = \lceil r - 0.5 \rceil = 5$ і те, що метод використовує $(2r_1 + 1)^N = 121$ піксель навколо і включно з пікселем з центром заданим P (9).

Знаючи (12) можемо записати формулу для тривимірного випадку (17):

$$\begin{gathered} I'_3(A) := c_k \\ k := \underset{j \in \{1,2,\dots,M\}}{\operatorname{argmax}} \left(s_j\right) \\ s_j := \sum_{d_3=-r_1}^{r_1} \sum_{d_2=-r_1}^{r_1} \sum_{d_1=-r_1}^{r_1} \begin{cases} f_3\left(A-(P+D),a,b,r\right) & \text{if } I_3(P+D)=c_j \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \end{gathered} \tag{17}$$

Результат застосування (17) для тривимірної бітової маски 3x3x3 вокселя показано на рис. 10 та рис. 11 з параметрами $a = 2$, $b = 4$ та різними r. В даному випадку на зображеннях показано межу бітової маски, яку можна отримати в результаті інтерполяції.

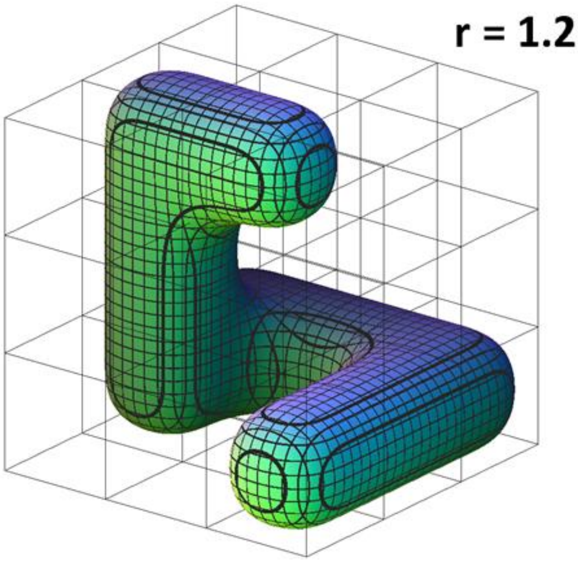

Рис. 10. Приклад застосування для тривимірної бітової маски при a = 2, b = 4, r = 1.2

Biomedical Engineering and Technology
Issue 17(1), 2025 ISSN (Online) 2707-8434

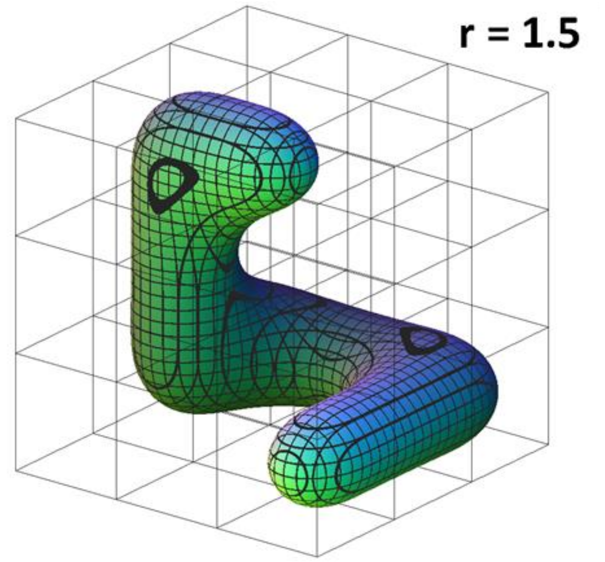

Рис. 11. Приклад застосування для тривимірної бітової маски при a = 2, b = 4, r = 1.5

Так як на рис. 10 та рис. 11 роботу методу розглянуто на не великій кількості вокселів то і параметр r достатньо збільшити лише трохи щоб ефект згладжування став достатньо помітним.

Якщо встановити $a = 2$, $b = 2$ то зростання параметру r зробить поверхню гладкою швидше, що показано на рис. 12 та рис. 13, ніж при $a = 2$, $b = 4$, що показано на рис. 10 та рис. 11.

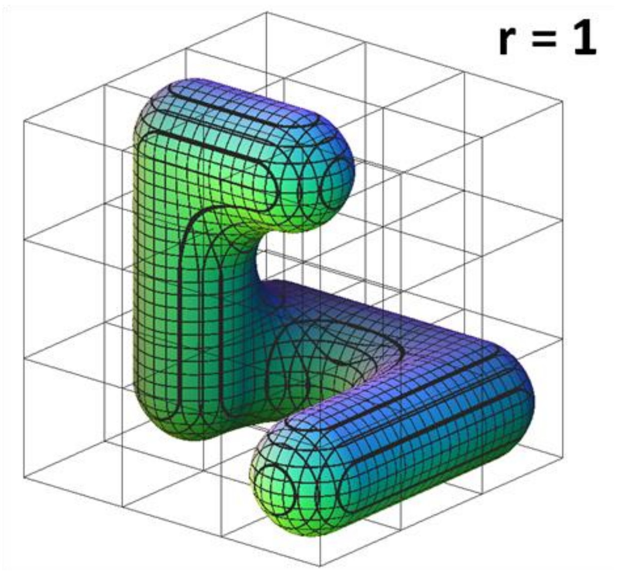

Рис. 12. Приклад застосування для тривимірної бітової маски при a = 2, b = 2, r = 1

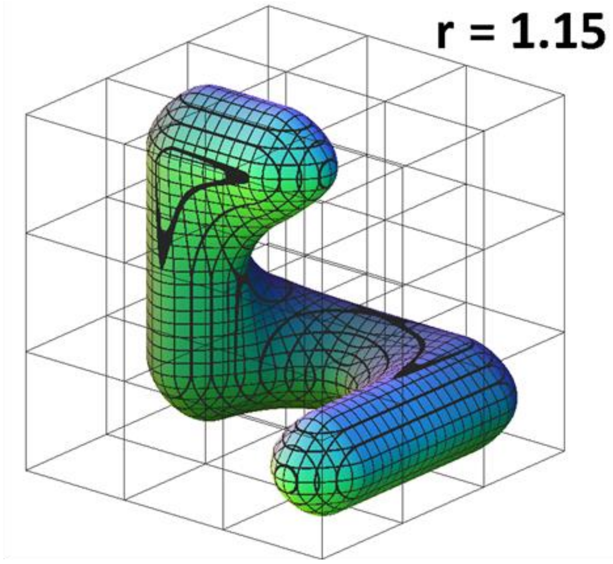

Рис. 13. Приклад застосування для тривимірної бітової маски при a = 2, b = 2, r = 1.15

Якщо порівняти вплив параметру r на результат при різному b то можна помітити, що при більшому b згладжування країв маски стається повільніше, якщо збільшувати r, що власне потребуватиме дещо більшої кількості розрахунків після достатнього збільшення r бо кількість розрахунків залежить від кількості задіяних пікселів або вокселів навколо P (9) що можна обчислити як $(2r_1+1)^N$ де r_1 розраховується за (10).

Таке перетворення може бути застосоване для підвищення роздільної здатності масок які представляють протез, який був спроектований по даним КТ та мусить мати гладкі поверхні, ще до етапу друку. Цей метод також гарно підходить коли необхідно обчислити тривимірну бітову маску, що задана інакшими від початкових базис векторами так як з легкістю дозволяє отримати нове значення в будь якій точці простору.

IV. ВИСНОВКИ

В роботі були проаналізовані основні методи інтерполяції, що застосовуються для заповнення прогалин між дискретизованими даними. Було запропоновано параметрично задану радіальну базисну функцію та власний метод інтерполяції що був створений з її використанням, який був направлений на інтерполяцію бітових масок, а також інтерполяцію одночасного поєднання кількох масок, що не перетинаються і з цими задачами запропонований метод впорався цілком добре. Було розглянуто вплив параметрів a та b на запропоновану функцію (3). Було розглянуто різницю властивостей запропонованої радіально базисної функції (3) та адаптованої Гауссової функції (2). При порівнянні цих функцій було визначено, що для досягнення майже ідентичного результату при застосуванні запропонованої функції з параметрами $(a=2,\ b=2)$ необхідно менше розрахунків, що є важливим так як це напряму впливає на швидкість виконання розрахунків при програмній реалізації. Було визначено що функція Гаусса не підходить для використання для рішення цієї задачі тому що має не нульові значення на всій області визначення функції, що дає розбіжності на межі пікселів, якщо намагатись обмежити кількість обчислень для довільної, нової точки простору що показано на рис. 4. На основі функції (3) було розроблено її варіант для N вимірів (6) та вже на його основі було розроблено метод (12) що дозволяє отримати значення маски в довільній точці простору для довільної кількості вимірів N. Метод (12) було окремо розписано для двовимірного (16) та тривимірного (17) випадку за умови ідентичних розподілів по осям. В результаті аналізу отриманих результатів було виявлено що при $(a=2,\ b=2)$ бажаний результат досягається при меншій кількості розрахунків тобто при меншому значенні r, а при $(a=2,\ b=4)$ результат потребує дещо більше розрахунків для досягнення близького результату, але дає більш правильно гладку поверхню ніж при $(a=2,$ $b=2)$, що можна помітити порівнюючи рис. 11 при $r=1.5$ та рис. 13 при $r=1.15$.

Загальним результатом є метод, що дозволяє інтерполювати бітові маски, що представляють ділянки КТ або МРТ на основі яких наприклад необхідно надрукувати протез.

Так як в даній роботі детально розглянуто роботу методу на дво- та тривимірних бітових масках то подальшими дослідженнями може бути детальне тестування та аналіз роботи методу на даних з більшою кількістю просторових вимірів Наприклад бітових масках КТ та МРТ, що містять кадри, що відповідають певному часу тобто метод працюватиме з чотирма просторовими вимірами.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

1. Andrii Alforov (A, B, C, D) – [0009-0001-0733-4981](https://orcid.org/0009-0001-0733-4981)

2. Ievgen Nastenko (E, F) – [0000-0002-1076-9337](https://orcid.org/0000-0002-1076-9337)

A – Огляд та аналіз пов’язаних робіт.

B – Розробка методу інтерполяції, та радіально базисної функції для нього.

C – Програмна реалізація та тестування методу при різних параметрах.

D – Написання статті.

E – Критичний огляд статті.

F – Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Gonzalez R.C., Woods R.E. Digital Image Processing. 4th ed. Pearson, 2018.
2. Burden R.L., Faires J.D. Numerical Analysis. 9th ed. Brooks/Cole, 2010. 109c.
3. Fritsch F.N., Carlson R.E. Monotone Piecewise Cubic Interpolation. SIAM Journal on Numerical Analysis, 1980. 17, №2, C. 238–246. URL: https://doi.org/10.1137/0717021
4. Szeliski R. Computer vision: algorithms and applications. Springer, 2010. C. 111-127.
5. Sezgin M., Sankur B. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. Journal of Electronic Imaging, 2004. 13, №1, C. 146–168.
6. Litjens G., Kooi T., Bejnordi B.E. A survey on deep learning in medical image analysis. Medical Image Analysis, 2017. 42. C. 60–88. URL: https://doi.org/10.1016/j.media.2017.07.005
7. Luh LT The shape parameter in the Gaussian function. Computers and Mathematics with Applications. 2012. 63. C. 687-694 URL: https://doi.org/10.1016/j.camwa.2011.11.032
8. Brereton, R.G. The Normal Distribution. Journal of Chemometrics 28, №11, 2014, C. 789–792. URL: https://doi.org/10.1002/cem.2655

9. Martin D.B. Radial Basis Functions Theory and Implementations. Cambridge University Press. 2003. URL: https://doi.org/10.1017/CBO9780511543241

REFERENCES

1. R.C. Gonzalez and R.E. Woods, Digital Image Processing, 4th ed. Pearson, 2018.
2. R.L. Burden and J.D. Faires, Numerical Analysis, 9th ed. Boston: Brooks/Cole, 2010, p. 109.
3. F.N. Fritsch and R.E. Carlson, Monotone Piecewise Cubic Interpolation, SIAM Journal on Numerical Analysis, vol. 17, no. 2, pp. 238–246, 1980. URL: https://doi.org/10.1137/0717021
4. R. Szeliski, Computer Vision: Algorithms and Applications, Springer, 2010, pp. 111-127.
5. M. Sezgin and B. Sankur, Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation, Journal of Electronic Imaging, vol. 13, no. 1, pp. 146–168, 2004.
6. G. Litjens, T. Kooi, and B.E. Bejnordi, "A survey on deep learning in medical image analysis," Medical Image Analysis, vol. 42, pp. 60–88, 2017. URL: https://doi.org/10.1016/j.media.2017.07.005
7. L.T. Luh, "The shape parameter in the Gaussian function," Computers and Mathematics with Applications, vol. 63, pp. 687-694, 2012. URL: https://doi.org/10.1016/j.camwa.2011.11.032
8. R.G. Brereton, "The Normal Distribution," Journal of Chemometrics, vol. 28, no. 11, pp. 789–792, 2014. URL: https://doi.org/10.1002/cem.2655
9. M.D. Buhmann, Radial Basis Functions: Theory and Implementations. Cambridge University Press, 2003. UR

UDC 519.652:004.932:616-073.75 + 004.94 + 004.272.25

METHOD OF MULTIDIMENSIONAL INTERPOLATION OF BIT MASKS OF MEDICAL COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES

Alforov Andrii
alfiorov422@gmail.com
Nastenko Ievgen
nastenko.e@gmail.com
Department of Biomedical Cybernetics
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”
Kyiv, Ukraine

Abstract – In the processing of medical images of computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI), bit masks are widely used, representing a certain set of pixels, typically corresponding to a segmented fragment of the CT itself and can also represent the area where the prosthesis or auxiliary element that will be used during the medical intervention will be placed. Bit masks usually have a resolution identical to the CT data, but when it is necessary to print the prosthesis or the element necessary for the medical intervention, there is often a need to increase resolution of this mask and obtain smooth surfaces without sharp corners. The objective of the work is to improve the process of obtaining higher-resolution bit masks by developing a multidimensional interpolation method. The data for the work are generated bit masks, the implementation and testing of the method were performed using the GLSL shader language using WebGL, which is a variation of OpenGL. This work also considered image interpolation methods that can be applied to CT and MRI data. As a result, this work proposes a method of bit mask interpolation for an arbitrary number of spatial dimensions and a parametrically specified radial basis function (RBF) with which the method is created. This method allows you to obtain masks of arbitrary resolution higher than the original, obtaining smooth surfaces of the mask. The method also allows you to obtain higher-resolution masks, representing a combination of several non-intersecting bit masks and, for example, representing objects that must be adjacent to each other. The method is written for an arbitrary number of dimensions, and its partial variations for two and three dimensions are also described. The method contains parameters that can be changed to adjust the smoothness of the resulting surface, which represents the boundaries of the bit mask. Also, since the proposed method is written in a general form where the number of spatial dimensions is an input parameter, it can also be applied to interpolate masks in time for three-dimensional CT and MRI data containing frames corresponding to a certain time, that is, the method will work with four spatial dimensions. As a result of testing, was found that the best pairs of parameters are ($a = 2$, $b = 2$) and ($a = 2$, $b = 4$).

Keywords: interpolation, N-dimensional interpolation, bit mask, medical image processing, radial basis function.