УДК 681.325.2

Н.І. ЗАБОЛОТНА, В.В. ШОЛОТА, І.В. МУСІЙЧУК, Я.М. БОНДАРЧУК

ПАРАЛЕЛЬНИЙ МАТРИЧНИЙ СПЕЦОБЧИСЛЮВАЧ ДЛЯ СИСТЕМИ ТОМОГРАФІЇ

Вінницький національний технічний університет,
Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна,
E-mail: zabolotna@vstu.vinnica.ua

Анотація. В статті розглянута можливість використання паралельного матричного спецобчислювача для системи томографії. Визначено алгоритм реконструкції томографічного зображення і на його основі запропонована структурна схема спецобчислювача. Також запропоновано аспекти практичної реалізації спецобчислювача на сучасній оптоелектронній елементній базі, обраховані його часові характеристики та показана перспективність застосування.

Аннотация. В статье рассмотрена возможность использования параллельного матричного спецвычислителя для системы томографии. Определен алгоритм реконструкции томографического изображения и на его основе предложена структурная схема спецвычислителя. Также предложены аспекты практической реализации спецвычислителя на современной оптоэлектронной базе, посчитаны его временные характеристики и показана перспективность применения.

Abstract. In the article it is considered to an opportunity of use the parallel matrix special computer for tomograf ic system. The reconstruction algorithm is determined and the special computer structural scheme on it`s base is offered. Also practical realization of special computer is offered on the current optoelectronic basis of elements, time characteristics are computed and it is shown the perspectivity of use.

Ключові слова: томографії, алгоритм реконструкції, системи лінійних алгебраїчних рівнянь, метод Гаусса-Жордана.

ВСТУП

В останні роки серед методів медичної діагностики активного розвитку набула томографія. Сьогодні найбільш широко відомі так звані "комп'ютерна томографія" (КТ), під якою розуміють рентгенівську трансмісійну томографію, і "магніто-резонансна томографія" (МРТ), із назви якої видалили слово "ядерна", хоча ніякого відношення до радіоактивності даний метод не має. Методи КТ і МРТ добре пропрацьовані і знайшли застосування в клінічній практиці [1, 2]. Проте використання в цих методах потенційно шкідливих для здоров'я видів випромінювання і жорстких магнітних полів обмежує їх застосування. Зокрема, як КТ, так і МРТ не застосовуються для дослідження внутрішніх структур головного мозку новонароджених. Тому, враховуючи відповідність одній з важливих вимог, висунутих до будь-якого метода томографії – його неінвазійність, сьогодні одним із найперспективніших з цієї точки зору методів діагностики вважається оптична томографія (імпульсно-модуляційна, частотно-модуляційна томографія, оптично-когерентна томографія, дифузійна томографія та ін.) [3, 4]. Оптична томографія (ОТ) використовує практично нешкідливе для людини малопотужне (прядка десятків мВт) випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону, яке дозволяє здійснювати візуалізацію структури біотканин.

Потенційні переваги ОТ не вичерпуються її безпекою. Застосування ІЧ-випромінювання, яке добре поглинається гемоглобіном в оксі- і дезоксістанах (на різних довжинах хвиль) дозволяє отримувати просторовий розподіл ступеня оксигенації тканин, що неможливо в інших методиках. Використання випромінювання зі специфічними довжинами хвиль дозволяє також визначити просторовий розподіл триптофану, різних цитохромів (білірубін, меланін, цитогром-оксидоза) і концентрації води. Це дозволяє не тільки успішно і своєчасно діагностувати ряд захворювань (дисплазія, пухлини, тромбоз, гематоми), але й отримати інформацію про метаболічні процеси й функціонування різних органів в динаміці. Зокрема, оптична томографія дозволяє в реальному часі спостерігати просторовий розподіл насичення тканин водою, pH-фактор і т.п.

© Н.І. ЗАБОЛОТНА, В.В. ШОЛОТА, І.В. МУСІЙЧУК, Я.М. БОНДАРЧУК, 2009

В КТ і МРТ відновленню підлягає просторовий розподіл однієї величини (коефіцієнта поглинання рентгенівських променів чи концентрації ядер водню). Задачею оптичної томографії є відновлення просторового розподілу двох оптичних характеристик – коефіцієнта поглинання (що дає інформацію про хімічний склад тканин) і коефіцієнта розсіювання (який визначає в першу чергу особливості клітинної будови). Таким чином, ОТ дозволяє отримати суттєво більше інформації, яка має важливе діагностичне значення.

Порівнюючи принципи ОТ та інших методів візуалізації структури біотканин, необхідно відмітити відсутність кардинальних відмінностей в схемах отримання інформації про структуру об'єкта, основаних на серії послідовних вимірювань характеристик зондуючого випромінювання, яке пропущене або відбите, при різних положеннях джерела і детектора.

Технічні задачі розробки томографів постійно змінювались у відповідності до рівня розвитку техніки і актуальних проблем радіології. В табл. 1 наводиться значення деяких параметрів, що наочно свідчать про вражаючий розвиток комп'ютерної томографії [1].

Щодо оптичної томографії, то вона знаходиться на початку широкого впровадження в клінічну практику. Першою – і поки що єдиною – системою оптичної томографії, яка успішно реалізується на комерційному ринку, є мамограф DYNOT (Dynamic Infrared Optical Tomography), розроблений в NIRx Medical Technologies (США) сумісно з дослідниками із Медичного центра Downstate при Медичному університеті Нью-Йорка [5]. Проте відома значна кількість лабораторних досліджень в області ОТ, зокрема відомі роботи по створенню методів і систем для оптичної томографії ведуться в лабораторії нелінійної спектроскопії надшвидких процесів в конденсованих середовищах МН ЛЦ МГУ, на кафедрі біомедичних систем МИЭТ, в Інституті оптики і біофотоніки СГУ та ін. [5].

Таблиця 1.

Динаміка змін характеристик комп’ютерних томографів з 1972 по 2004 р. [1]

Параметри	1972	1980	1990	2004
Мінімальний час томографії, с	300	5-10	1-2	0.33-0.5
Об’єм даних одного дослідження при оберті трубки 360°	57.6 Кб	1 Мб	1-2 Мб	10-100 Мб
Об’єм даних при спіральній КТ	-	-	24-48 Мб	200-4000 Мб
Матриця зображення	80×80	256×256	512×512	512×512
Енергія, кВт	2	10	40	60-100
Товщина зрізу, мм	13	2-10	1-10	0.5-1
Просторова роздільність, пар ліній/см	3	8-12	10-15	12-25
Контрастна роздільність, мм/HU/мГр	5/5/50	3/3/30	3/3/30	3/3/30

В усіх видах томографії пріоритетною завжди залишається задача зменшення часу виконання томограми. І хоча з самого початку розвитку томографії велика увага приділялася й іншим вимогам, таким як підвищення якості зображення, зменшення вартості і удосконалення інтерфейсу користувача, основні зусилля розробників були направлені на те, щоб звести до мінімуму не тільки час отримання окремого зображення, але й тривалість дослідження в цілому. Масив вимірювальних даних, які підлягають обробці в сучасних системах томографії, може перевищувати 10^6 вимірів. Час отримання томограми залежить від багатьох факторів, але найважливішими з них є алгоритми відновлення зображень (відновлення внутрішньої структури об'єкта в процесі розв'язання так званої "оберненої' задачі) і швидкодія комп'ютера, який входить в склад комплексу.

Сьогодні розроблена значна кількість алгоритмів розв'язання "обернених" задач томографії за проекційними даними [1, 2], детальний розгляд яких виходить за межі даної статі, тому зазначимо лише те, що методи реконструкції зображень класифікують так:

- аналітичні алгоритми реконструкції;
- методи статистичної реконструкції;
- методи, засновані на розкладанні невідомої функції в ряд (алгебраїчні алгоритми реконструкції).

В аналітичних методах розподілення параметра об’єкта, що вивчається, описується неперервною функцією $f(x, y)$, і передбачається, що процес вимірювання даних і самі дані $p(\upsilon, \xi)$ також є неперервними. Така модель дозволяє сформулювати задачу реконструкції у вигляді інтегрального рівняння відносно невідомої функції $f(x, y)$. Аналітичні методи можуть давати точний або тільки наближений розв’язок цього рівняння. При цьому важливо підкреслити, що дискретизація, зумовлена технологією вимірювань і програмною реалізацією алгоритмів, виконується на останньому етапі процедури реконструкції. Перевагами аналітичних алгоритмів є їх стійкість і дуже висока швидкість

розрахунків в порівнянні з іншими методами.

Алгоритми реконструкції другого типу є ітераційними, оскільки для опису даних використовують ймовірнісну модель. Кожному виміряному значенню ***p*** приписується визначена ймовірність його спостереження при різних заданих значеннях ***f***. Невідомі компоненти ***f*** визначаються після цього на основі принципу максимальної правдоподібності. Серед усіх алгоритмів реконструкції статистичні методи найменш піддані впливу завад і, таким чином, потенційно могли б забезпечити найбільш ефективне використання дози. Однак, оскільки ці алгоритми є ітераційними, їх час реконструкції на порядок вищий, ніж час реконструкції аналітичних алгоритмів, і тому статистичні методи в сучасних томографах не використовуються.

На відміну від аналітичних алгоритмів, в методах третього типу дискретизація виконується на самому першому етапі реконструкції (рис. 1).

Можливо, найбільш простим і одночасно найбільш наочним прикладом такого розкладання є модель, в якій об’єкт складається з кінцевого числа об’ємних елементів – вокселів, а кожне вимірювання можна представити у вигляді зваженої суми значень невідомого параметра, що відповідають деякому числу цих об’ємних елементів (тобто підсумовування виконується по всім вокселям, що лежать вздовж визначеного променя). В результаті отримуємо лінійне рівняння вигляду $\boldsymbol{p=M\cdot f}$, де $\boldsymbol{f}$ - невідомий вектор, компонентами якого є шукані значення пікселів зображення (наприклад, з матрицею 512×512). Вектор $\boldsymbol{p}$ містить дані вимірювань (інтеграли вздовж прямих), а матриця $\boldsymbol{M}$ моделює процес реєстрації цих даних. Кожний рядок цієї матриці містить вагові коефіцієнти, що описують внесок різних компонент вектора $\boldsymbol{f}$ (тобто пікселів зображення) в компоненти вектора даних $\boldsymbol{p}$. Задача реконструкції полягає в тому, щоб розв’язати систему лінійних алгебраїчних рівнянь (СЛАР) відносно $\boldsymbol{f}$.

$$\mathbf{p} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{f} . \qquad (1)$$

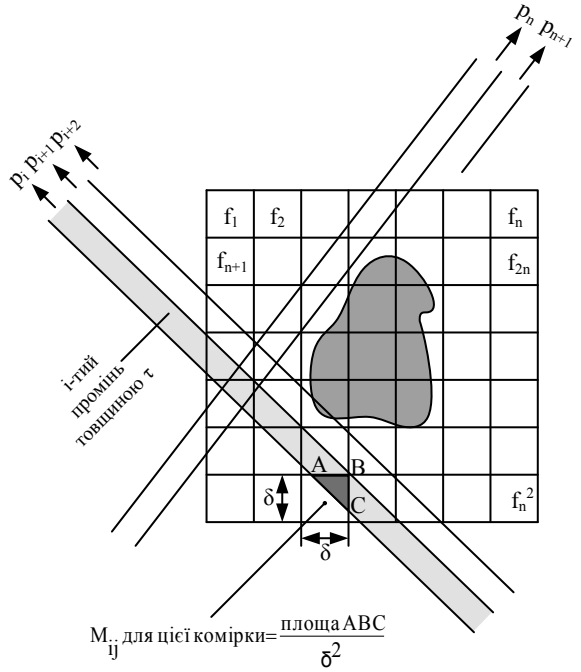

Рис. 1. Представлення зображення для алгебраїчного методу реконструкції

Як правило, розв’язок цієї оберненої задачі шукається ітераційними методами, що зумовлене наявністю помилок вимірювань, величезними з обчислювальної точки зору розмірами матриці ***M*** та її розмірністю і математично надлишковою або недостатньою визначеністю самої задачі.

Слід відзначити, що в сучасних томографах алгебраїчні алгоритми реконструкції не знайшли широкого застосування у зв'язку із значними затратами часу.

Розглянуті алгоритми реконструкції зображень та інші розрахунки в системах томографії реалізуються за допомогою високопродуктивних спеціалізованих комп'ютерів унікальної конфігурації. В той же час необхідність зменшення часу томографічних обчислень (≤10 мс) вимагає подальшого підвищення швидкодії оброблення великорозмірних даних обчислювальних засобів томографічних систем, які важко задовольнити в межах традиційних засобів обчислювальної техніки.

В цих умовах зростає роль нового підходу, орієнтованого на застосування концепції паралельних оптико-електронних комп'ютерних структур, в яких поряд із традиційними процедурами і алгоритмами широко використовуються прийоми математичного апарату перетворення і оброблення вхідних масивів інформації – матриць чи векторів, орієнтовані на природний паралелізм [6].

Як показано вище, однією із базових матричних операцій алгоритмів "обернених" задач томографії є розв'язання СЛАР типу (1).

Метою роботи є розгляд можливості покращення часових характеристик роботи сучасних томографів за рахунок застосування спеціалізованих паралельних матричних обчислювачів, зокрема для розв'язання великорозмірних СЛАР, орієнтованих на природний паралелізм оптичних цифрових обчислень.

ПАРАЛЕЛЬНА ФОРМА МЕТОДІВ РОЗВ'ЯЗАННЯ СЛАР НА ОСНОВІ ЗОВНІШНЬОГО ДОБУТКУ ВЕКТОРІВ

Аналіз відомих методів Гаусса і Гаусса-Жордана показав, що базовою обчислювальною операцією в обох алгоритмах є операція над рядками. На етапі LU-розкладання редукція матриці A до матриці U здійснюється крок за кроком за допомогою віднімання від всіх рядків, які лежать нижче головної діагоналі, рядка з ведучим елементом, помноженим на відповідний коефіцієнт, з метою отримання нулів під головною діагоналлю. В ході організації паралельних обчислень аналогічну процедуру можна організувати, утворивши паралельно багаточисельні копії рядка з ведучим елементом, кожна з яких множитиметься на відповідний коефіцієнт, що є елементом вектор-стовпця, тобто визначивши зовнішній добуток вектор-рядка і вектор-стовпця в вигляді матриці P. Подальше віднімання нових рядків утвореної матриці P від визначених відповідно до методу Гаусса рядків матриці A^k (k – номер кроку) може бути паралельно організоване як віднімання від матриці A^k матриці P. Аналогічні міркування справедливі й при здійсненні паралельної інтерпретації методу Гаусса-Жордана з тією різницею, що перетворення на кожному кроці зачіпають елементи рядків, які лежать і нижче, і вище головної діагоналі матриці A^k.

Таким чином, паралельну форму методів Гаусса і Гаусса-Жордана для розв’язання СЛАР доцільно визначити на основі формування зовнішнього добутку векторів (ЗДВ).

Розглянемо нову паралельну інтерпретацію метода Гаусса-Жордана на основі обчислення зовнішнього добутку векторів, запропоновану в [7].

Задачу реконструкції, сформовану СЛАР (1), запишемо в інших позначеннях виду:

$$\mathbf{Ax} = \mathbf{b}, \tag{2}$$

де **A** – не вироджена матриця проекцій $\underline{a_{ij}}$ розміром L×N;

$\mathbf{x} = (x_1, x_2, ..., x_N)$ - вектор елементів зображення;

$\mathbf{b} = (b_1, b_2, ..., \mathrm{b_L})$ - вектор вимірювань.

Початкові дані подаються у вигляді розширеної матриці [**A**|**B**], де **A** – квадратна неособлива матриця коефіцієнтів розмірністю N×N, **B** – квадратна матриця вільних членів розмірністю N×N, яка у випадку розв'язання СЛАР формується за вектор-стовпцями вільних членів розмірності N кожний **B**=[$\mathbf{b}^{(1)}$, $\mathbf{b}^{(2)}$, …, $\mathbf{b}^{(N)}$], а у випадку знаходження оберненої матриці співпадає з одиничною матрицею **B**=**E**.

Розширену матрицю проміжних результатів позначимо як **R**[1:N; 1:2N], а матрицю кінцевого результату як **X**[1:N; 1:N].

Для t=0 в розширену матрицю проміжного результату **R**[1:N;1:2N] будуть записані початкові дані таким чином:

$$\mathbf{R}^{(t=0)}[1{:}N;1{:}N]=\mathbf{A},\ \mathbf{R}^{(t=0)}[1{:}N;(N{+}1){:}2N]=\mathbf{B}. \tag{3}$$

За ведучий елемент на кожному t-му кроці $\left(t=\overline{1,N}\right)$ обчислень обираємо елемент $r[t,t]\neq 0$ матриці **R**.

Розділивши одночасно коефіцієнти t-го рівняння системи, що є елементами t-го рядка матриці **R**, на ведучий елемент, отримаємо вектор-рядок **d**[1;1:2N], а саме:

$$\mathbf{d}^{(t)}[1;1:2N]=\frac{\mathbf{R}^{(t-1)}[t;1:2N]}{r^{(t-1)}[t;t]}. \tag{4}$$

Визначивши вектор-стовпець $\mathbf{v}^{(t)}$[1:N;1] як виділений t-й стовпець матриці проміжного результату із одиничним значенням елемента, що знаходиться в t-му рядку,

$$\mathbf{v}^{(t)}[1{:}N;1]=\mathbf{R}^{(t-1)}[1{:}N;t], \tag{5}$$

де $v^{(t)}[t;1]=-1$, сформуємо зовнішній добуток векторів в вигляді матриці **P**.

Тоді процес формування проміжного результату **R** в часі $\left(t=\overline{1,N}\right)$ описується таким матричним співвідношенням:

$$\mathbf{R}^{(t)}=(\mathbf{R}^{(t-1)}\wedge\mathbf{MR}^{(t)})-\mathbf{P}^{(t)}, \tag{6}$$

де $\wedge$ - оператор логічного множення (кон'юнкція);

$\mathbf{MR}^{(t)}$ – специфічна бінарна матриця розмірності $N\times 2N$ елементів, будь-який елемент $mr[i,j]$ якої визначається таким чином:

$$mr^{(t)}[i,j]=\begin{cases}0, & якщо \quad i=t, \quad j=\overline{1,2N;}\\ 1, & якщо \quad i\neq t, \quad j=\overline{1,2N;}\end{cases} \tag{7}$$

де $\mathbf{P}^{(t)}$ – зовнішній добуток векторів.

Кінцевий результат $\mathbf{X}[1{:}N;1{:}N]$, що являє собою матрицю шуканих векторів $\mathbf{x}^{(1)},\mathbf{x}^{(2)},\ldots,\mathbf{x}^{(L)}$, визначається на останньому $t=N$-му кроці обчислень в виді

$$\mathbf{X}[1{:}N;1{:}N]=\mathbf{R}^{(t=N)}[1{:}N;(N{+}1){:}2N]. \tag{8}$$

Час виконання обчислень за вищенаведеною формою алгоритму Гаусса-Жордана для розв'язання СЛАР складає $T=N$ кроків як в однозадачному, так і в потоковому режимі обчислень.

Основними матричними операціями запропонованої паралельної форми методу Гаусса-Жордана на основі обчислення ЗДВ є такі: додавання знакозмінних матриць; ділення вектора на коефіцієнт; обчислення ЗДВ. Всі ці операції виконуються над даними, поданими в формі з плаваючою комою за розрядними зрізами, що дозволило оцінити час розв'язання СЛАР у вигляді [7]

$$T=N\cdot(2M^2+MP+14M+8P+28)\cdot\Delta T^{РЗ}, \tag{9}$$

де M – кількість розрядних зрізів (РЗ) просторового коду мантис матриці **A** та векторів **b**, **X**;

P – кількість РЗ просторового коду порядків матриці **A** та векторів **b**, **X**;

$\Delta T^{РЗ}$ – тривалість кроку обробки одного розрядного зріза.

Розроблена паралельна форма методу Гаусса-Жордана орієнтована на довільні розміри задачі (N – довільне число) за рахунок організації паралельного введення матричної інформації при забезпеченні найкращого часу виконання обчислень, рівного $T=N$ кроків, і найвищого рівня прискорення паралельного алгоритму $S=N^2$ порівняно з відомими.

СТРУКТУРНА ОРГАНІЗАЦІЯ СПЕЦОБЧИСЛЮВАЧА ДЛЯ РОЗВ'ЯЗАННЯ СЛАР НА ОСНОВІ ЗОВНІШНЬОГО ДОБУТКУ ВЕКТОРІВ

Реалізація зазначеного модифікованого паралельного методу Гаусса-Жордана на обчислювальній системі проводиться в умовах, коли фізичний розмір (число ПЕ) системи в точності дорівнює розміру вирішуваної задачі. Тому відповідно до застосованої методики розробки розрядно-зрізових спецпроцесорів [6] можна визначити такі основні особливості запропонованої структурної організації спецобчислювача (рис. 2) для розв'язання СЛАР, як організація паралельного введення, виведення та оброблення матричних операндів у вигляді наборів розрядних зрізів та застосування як локальних, так і глобальних зв'язків між ПЕ.

Функціонування структури спецобчислювача описується у вигляді апаратно-орієнтованого алгоритму роботи, в якому враховується подання вхідних, вихідних та проміжних матричних даних у форматі з плаваючою комою в прямому коді у вигляді наборів із S=(M+P+2) бінарних розрядних зрізів.

Формування розширеної матриці початкових даних в схемі відбувається шляхом застосування матричного комутатора МК1. Його перші S та другі S двовимірні $N\times N$ входи з'єднані з відповідними входами структури, на які поступають відповідно матриці B та E, подані в формі з плаваючою комою за своїми наборами із S РЗ. При формуванні матриці E з плаваючою комою необхідно представити перший і останній (S-1)-й РЗ в вигляді матриці із одиничних елементів по головній діагоналі, а інші в вигляді нульових матриць. Сформована описаним чином розширена $N\times 2N$ матриця записується в паралельний цифровий матричний накопичувальний суматор НСм, на перші S двовимірні $N\times N$ входи якого поступає матриця A, а на другі S двовимірні $N\times N$ входи якого поступає матриця, утворена після комутації МК1 через регістр РгЕ.

Структурна схема СП містить блок зовнішнього добутку векторів (БЗДВ) з плаваючою комою, що має S перших і S других паралельних рядкових N-канальних входів, S паралельних стовпцевих N-

канальних входів та *S* перших і *S* других двовимірних *N*×*N* виходів.

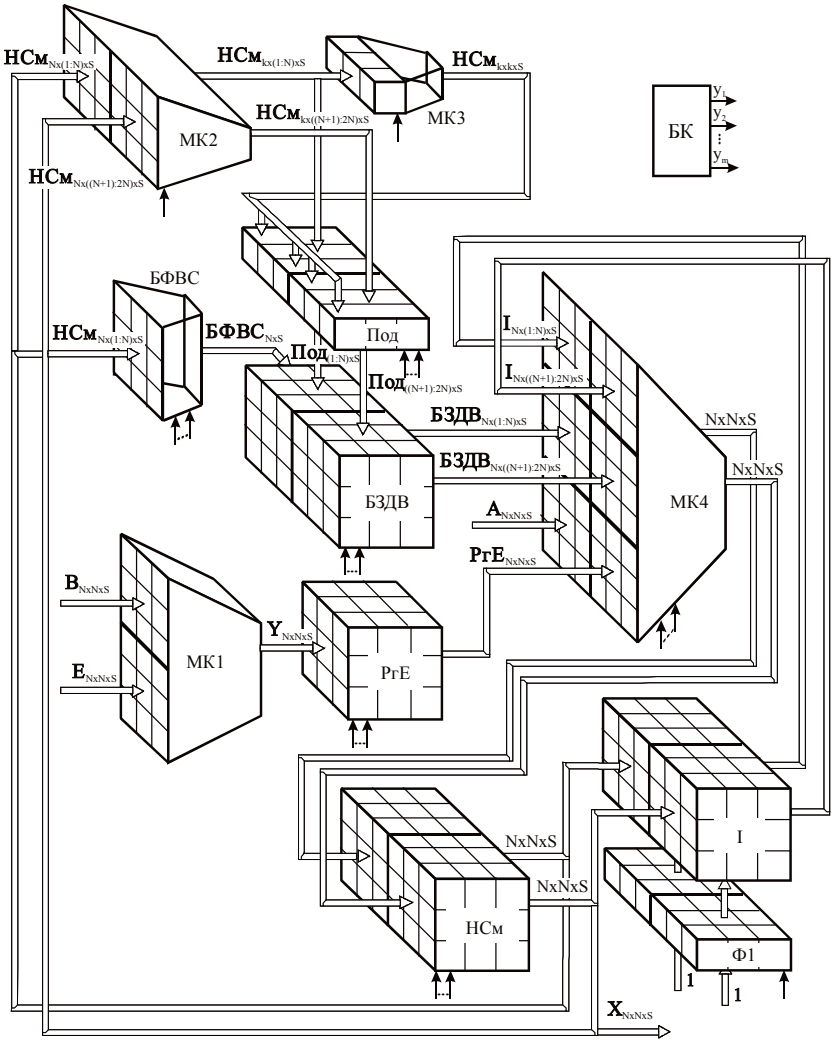

Рис. 2. Структурна схема матричного розрядно-зрізового СП для розв'язання СЛАР за методом Гаусса-Жордана

Формування вектор-рядка для ЗДВ здійснює паралельний поділювач ПОД вектора на число в формі з плаваючою комою, а формування вектор-стовпця для ЗДВ здійснює паралельний блок формування вектор-стовпця БФВС. За допомогою матричного комутатора МК2, що має *S* перших і *S* других двовимірних *N*×*N* входів і *S* перших і *S* других *N*-канальних виходів, формується вектор діленого для поділювача ПОД, який поступає на його *S* перші і *S* другі *N*-канальні векторні входи. *S* перші і *S* другі *N*-канальні входи дільника поділювача ПОД з'єднані із *S* першими і *S* другими *N*-канальними виходами матричного комутатора МК3, який в кожний *t*-й момент часу обирає відповідно *t*-й елемент у рядку, який обрав комутатор МК2. Інформація на паралельні входи комутатора МК2 поступає з відповідних паралельних виходів суматора НСм.

Формування вектор-стовпця для ЗДВ, що здійснюється блоком БФВС, виконується за умови попереднього запису специфічної матриці **M** в двовимірний *N*×*S* елемент пам'яті ЕП. Матриця **M** така, що перший рядок має значення "1" в першому і (*S*-1)-му елементі, а починаючи з другого рядка, має значення "1" в нульовому елементі.

Таким чином, визначивши ЗДВ виділених векторів з інверсним значенням знакових РЗ, необхідно виконати операцію алгебраїчного додавання проміжних результатів, поданих в формі з плаваючою комою за РЗ, із попередньою інформацією, що була записана в НСм, обнуливши перед цим його *t*-й рядок. З метою перетворення попередньо записаної інформації в НСм в структуру СП введено паралельну матричну схему логічного множення І з першими *S* і другими *S* двовимірними *N*×*N* входами першої групи, зв'язаними з відповідними виходами НСм, а також з першими *S* і другими *S* двовимірними

$N \times N$ входами другої групи, на вхід яких поступає специфічна маска Ф1. Перші S і другі S двовимірні $N \times N$ виходи елемента І через комутатор МК4 зв'язані із відповідними входами НСм. Матричний комутатор МК4, що має три групи перших S і других S двовимірних $N \times N$ входів, здійснює комутацію інформації на вхід НСм від трьох джерел: початкової інформації, інформації з БЗДВ, інформації з логічної обробки блоком І.

Результат, поданий в вигляді числової матриці в формі з плаваючою комою за набором із S РЗ, буде сформований за N тактів роботи СП на S двовимірних $N \times N$ виходах НСм і може бути оцінений у вигляді:

$$T = 8N \cdot (2M^2 + MP + 14M + 8P + 28) \cdot \tau \text{, с,} \qquad (10)$$

де τ - затримка розповсюдження сигналів в схемах матричних логічних елементів.

АСПЕКТИ ПРАКТИЧНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ ПАРАЛЕЛЬНОГО МАТРИЧНОГО СПЕЦОБЧИСЛЮВАЧА

У відповідності до використаної методики розробки розрядно-зрізових структур СП найпридатнішою елементною базою, яка дозволяє підтримати максимально можливий алгоритмічно-структурний паралелізм та паралельність введення-виведення двовимірних великорозмірних масивів даних, є оптоелектронна елементна база.

Паралельні оптичні комп'ютери дозволяють в перспективі забезпечити швидкість оброблення більшу, ніж 10^{16} біт/с.

Кроки в цьому напрямку вже зроблено. Були створені великі матриці оптичних логічних елементів на GaAs [8], які складаються із 100×100 елементів з розмірами комірки 9×9 мкм. Виготовлення матриць більшого розміру, наприклад 1000×1000 елементів, не є заскладним. Відведення тепла від великих матриць зі щільним розміщенням елементів, які працюють в гігагерцовому діапазоні, може складною задачею, але методики охолодження також удосконалюються. Матриця із 10^6 комірок, яка споживає енергію в 1 фДж на комірку на частоті 1ГГц буде розсіювати потужність в 1 Вт. В промисловості відомі охолоджувальні мікроелементи [8], які можуть відводити до 1-2 Вт з площі в декілька мм^2. Тому припускаючи, що затрати енергії будуть зменшені до такої міри, що проблеми відведення тепла не будуть стояти так гостро, можна сподіватись, що окрема матриця зможе обробляти від 10^{15} до 10^{16} біт/с. Застосування декількох матриць більшого розміру може збільшити цю цифру на декілька порядків. Тривалість оптичного циклу складає 2фс, тому в подальшому для оптичних пристроїв досяжним є терагерцовий діапазон. Проблеми каскадування також вивчаються [8].

Виключно важливими є дослідження в напрямку пошуку матеріалів зі "швидкими" і чітко вираженими механізмами нелінійності. Наприклад, вирощування напівпровідникових багатошарових квантоворозмірних структур з різними товщинами квантових ям методом молекулярно-променевої епітаксії робить доступним ексітонні резонанси на необхідних довжинах хвиль і енергіях зв'язку; протонне бомбардування зменшує час життя носіїв, тим самим збільшуючи швидкодію пристроїв. Напівпровідники, особливо GaAs, є найбільш перспективними середовищами для нелінійної обробки інформації [8].

Прикладом практично реалізованих квантово-розмірних оптичних обчислювачів є аналого-цифровий процесор Enlight 256 ізраїльської фірми LensLet, випущений на комерційний ринок в 2004 році [9], який має швидкодію $8 \cdot 10^{12}$ елементарних операції в секунду, але реалізує тільки матрично-векторне множення при розмірності 256×256 та вектора 256 елементів. Базовим елементом Enlight 256 є двовимірний просторово-часовий модулятор світла (ПЧМС) ABLAZE 2D MQW, який використовує технологію множинних квантових ям на арсеніді галія (GaAs) з розмірністю 256×256 елементів, швидкістю перемикання одного пікселя 20ГГц, контрастному співвідношенні 98:1 при напрузі 3.9В на пікселі і високій однорідності по всій ділянці приладу <1.5нм. Враховуючи, що LensLet проектує та виготовляє просторово-часові модулятори з різними параметрами згідно потреб споживача, в якості базового елемента запропонованого паралельного матричного спецобчислювача може бути обраний двовимірний ПЧМС з розмірністю 640×480 пікселів, коефіцієнтом відбиття до 75% і роздільною здатністю 8 біт. Тоді теоретично оцінений час розв'язання СЛАР з розмірністю N=480, розрядністю слова S=16 (M=8; P=8) з плаваючою комою та часом перемикання ПЧМС $\tau=10^{-10}$с. згідно з формулою (10) становитиме 0.15 мс.

Таким чином, запропонований метод побудови паралельного спецобчислювача для розв'язання великорозмірних СЛАР дозволяє покращити часові характеристики відомих спецобчислювачів, які застосовуються для розв'язання задачі реконструкції зображення, за рахунок орієнтації на природний

паралелізм оптичних цифрових обчислень і сучасну оптоелектронну елементну базу.

ВИСНОВКИ

В роботі наведене нове вирішення наукової задачі покращення часових характеристик паралельних спецобчислювачів для розв'язання СЛАР надвисоких порядків, яке виявляється в застосуванні принципів природного паралелізму оптичних цифрових обчислень до синтезу ефективних структурних організацій паралельних спецпроцесорів в високопродуктивних системах, зокрема в системах реконструктивної томографії. При орієнтації на елементну базу двовимірних ПЧМС, виготовлених за технологією GaAs/GaAlAs фірмою LensLet, можна очікувати покращення часових характеристик обрахування томографічного зрізу розмірністю 512×512 елементів до одиниць мікросекунд.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования: [Монография] / В. Календер. – М.: Техносфера. – 2006. – 344с.
2. Бутаков Е.А. Обработка зображений на ЭВМ / Е.А. Бутаков, В.И. Островский, И.Л. Фадеев. – М.: Радио и связь. – 1987. – 240с.
3. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин // Квантовая электроника. – 2002. – №10. – С. 849-856.
4. Чурсин Д.А., Шувалов В.В., Шутов И.В. Оптический томограф с счетом фотонов и проекционное восстановление параметров поглощающих "фантомов" в протяженных рассеивающих средах / Д.А. Чурсин, В.В. Шувалов, И.В. Шутов // Квантовая электроника. – 1999. - №1. – С. 83-88.
5. Данилов А. Оптическая томография: проблемы и перспективы [Електронний ресурс] : / А. Данилов. – Режим доступу: http://Biomolecula.ru/content/313.
6. Заболотна Н.І., Шолота В.В. Сучасні методи побудови оптико-електронних обчислювальних пристроїв для лінійно-алгебраїчних процесорів / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2001. - №2. – С. 63-70.
7. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Веретенніков О.М. Паралельна інтерпретація прямих методів розв'язання систем лінійних алгебраїчних рівнянь / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота, О.М. Веретенніков // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – №2. – С. 128-132.
8. Арратун Р. Оптические вычисления / Под ред. Р.Арратуна. – М.: Мир. – 1993. – 441с.
9. Enlight 256 White paper [Електронний ресурс]: / Lenslet Technology.– Режим доступу до ресурсу: http://www.lenslet.com.

Надійшла до редакції 01.10.2008р.

ЗАБОЛОТНА Н.І. – к.т.н., доцент, декан факультету функціональної електроніки та лазерної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

ШОЛОТА В.В. - к.т.н., доцент кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

МУСІЙЧУК І.В. – аспірант кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

БОНДАРЧУК Я.М. – студент четвертого курсу кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.