



Робототехническая система для трехмерной ультразвуковой реконструкции на основе силомоментного управления

В. С. Соколов^а, аспирант, младший научный сотрудник, orcid.org/0009-0006-8695-843X

Д. Д. Кульминский^а, канд. физ.-мат. наук, доцент, orcid.org/0000-0002-3936-2813, kulminskiy.dd@talantiuspeh.ru

^аНаучно-технологический университет «Сириус», Олимпийский пр., 1, Краснодарский край, федеральная территория «Сириус», п.г.т. Сириус, 354340, РФ

Введение: ультразвуковая диагностика является одним из наиболее распространенных методов обследования в медицине. Автоматизация данной процедуры с применением робототехнических манипуляторов позволит уменьшить нагрузку на медицинский персонал и предоставит доступ к медицинской диагностике в отдаленных регионах и при чрезвычайных ситуациях. **Цель:** разработать прототип робототехнической системы для проведения трехмерной реконструкции объекта по набору двумерных ультразвуковых снимков в В-режиме, полученных по линейному и вращательному паттерну сканирования. **Результаты:** осуществлена системная интеграция промышленного манипулятора и портативного ультразвукового прибора. Поддержание контакта с поверхностью осуществляется с помощью предложенного силомоментного регулятора. Проведена экспериментальная проверка системы на желатиновом манекене по восстановлению формы трехмерного объекта на основе двумерных снимков, позиция и ориентация каждого снимка вычисляется на основе встроенных энкодеров манипулятора. Помимо двумерных снимков, во многих случаях для более точной постановки диагноза будет полезным иметь трехмерную визуализацию обследуемой области. **Практическая значимость:** предложенный способ получения трехмерной визуализации обследуемой области может быть полезен в некоторых случаях клинической практики для более точной постановки диагноза. Предложенные подходы не привязаны к проприетарным алгоритмам конкретного производителя и могут быть перенесены на любые манипуляторы, имеющие интерфейс управления по скорости и оснащенные датчиком силы. **Обсуждение:** улучшение прототипа предполагает использование калиброванного ультразвукового датчика, модификацию силомоментного регулятора для работы в условиях сканирования искривленных поверхностей, а также внедрение сегментатора на основе машинного обучения для отделения объекта от фона.

Ключевые слова – прототип робототехнической системы, автоматизация процесса диагностики, ультразвуковое сканирование, промышленный манипулятор, датчик силы, силомоментное управление, силомоментное очувствление, модель контакта, трехмерная реконструкция объектов по изображению, ультразвуковые снимки.

Для цитирования: Соколов В. С., Кульминский Д. Д. Робототехническая система для трехмерной ультразвуковой реконструкции на основе силомоментного управления. *Информационно-управляющие системы*, 2025, № 1, с. 51–59. doi:10.31799/1684-8853-2025-1-51-59, EDN: LAXRPC

For citation: Sokolov V. S., Kulminskiy D. D. Robotic system for three-dimensional ultrasound reconstruction based on force-torque control. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2025, no. 1, pp. 51–59 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2025-1-51-59, EDN: LAXRPC

Введение

С момента появления первых манипуляторов идут попытки внедрить их не только в промышленность, но и в медицину [1, 2]. Спецификой медицинских приложений является необходимость строго контролировать силу воздействия робототехнической системы на тела или среду в контактных операциях [3–5]: это может быть как контакт хирургического инструмента с мягкими тканями, так и контакт ультразвукового датчика с телом. На данный момент известно некоторое количество коммерческих разработок хирургических робототехнических систем. Ввиду дороговизны, громоздкости и необходимости технического обслуживания такие системы имеют невысокие темпы внедрения в медицинскую практику [6].

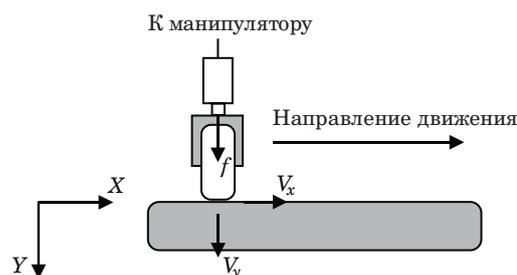
Авторам данной статьи видится, что более перспективной областью применения робототехнических систем в медицине являются различные малоинвазивные методы диагностики, например ультразвуковое обследование, а также физиотерапия и реабилитационная медицина [7]. Для таких приложений вопросы безопасности менее критичны, а самое главное, ожидаемая стоимость таких систем значительно ниже, чем для хирургических приложений. Уже существует ряд разработок [8], где манипулятор передвигает ультразвуковой датчик вместо руки врача, но в подавляющем большинстве случаев — это системы для телемедицины [9], т. е. врач контролирует движение и усилие, прикладываемое к ультразвуковому датчику, с помощью какого-либо тактильного очувствления (haptic feedback) [10].

В данной работе предложен прототип системы, которая, помимо автоматического сбора двумерных ультразвуковых снимков в В-режиме (brightness mode) [11], позволяет осуществлять трехмерную реконструкцию объекта. В отличие от систем телемедицины, где все контролируется врачом, в предлагаемом прототипе усилие на заданной траектории контролируется силомоментным регулятором, который генерирует скорости движения рабочего органа манипулятора на основе показаний датчика силы. Для осуществления 3D-реконструкции объекта известны решения с использованием различных механических приспособлений, выполняющих заданные паттерны движения датчика [12], существуют ультразвуковые датчики с двумерным сенсором из пьезоэлементов [13]. Недостатком первого решения является необходимость изготовления специальных механических приспособлений, второе отличается дороговизной. В предложенной системе в процессе сканирования положения ультразвукового датчика вычисляются на основе показаний энкодеров, которыми оснащен любой современный манипулятор. Затем данные о положениях системы координат ультразвукового датчика соотносятся с полученными снимками, и производится трехмерная реконструкция. В статье рассматриваются силомоментный регулятор для поддержания контакта датчика с поверхностью, техническое и программное обеспечение для реализации эксперимента, процесс трехмерной реконструкции и результаты эксперимента по восстановлению формы объекта, погруженного в манекен из желатина.

Регулятор силомоментного управления для движения по плоскости

Предлагаемый регулятор с обратной связью по силе может быть реализован для любого манипулятора, оснащенного датчиком силы с возможностью управления сочленениями по скоростям. Регулятор разработан специально для поддержания неразрывного контакта между некоторым инструментом и поверхностью с заданной уставкой силы, что особенно важно при сканировании датчиком УЗИ для обеспечения беспрепятственного распространения ультразвуковых волн.

Не уменьшая общности повествования, для простоты изложения введем конкретные системы координат для базы робота и датчика силы (рис. 1). Управляющими переменными являются линейные скорости рабочего инструмента на конце манипулятора v_x , v_y в системе координат базы манипулятора, которые формируются по обратной связи от датчика силы f . Необходимо сделать следующее замечание к вышеизложен-



■ **Рис. 1.** Схема движения инструмента
 ■ **Fig. 1.** Tool motion pattern

ному. Если интерфейс манипулятора не позволяет управлять линейными скоростями инструмента в декартовом пространстве, а только угловыми скоростями сочленений, то необходимо решать обратную задачу кинематики, за исключением этого предложенный принцип управления не изменится.

Уравнения движения конца манипулятора представим как интегрирующие звенья с запаздыванием

$$\begin{cases} T_x \ddot{x} + \dot{x} = v_x(f) \\ T_y \ddot{y} + \dot{y} = v_y(f) \end{cases} \quad (1)$$

где T_x , T_y – постоянные времени; f – обратная связь по силе в контакте (здесь предполагается сила, действующая со стороны инструмента на поверхность). Такая простота описания возможна благодаря наличию интерфейса управления по скоростям для манипуляторов фирмы ABB Ltd., применяемых в данной работе.

Цель управления – обеспечить заданное усилие в пятне контакта F_{ref} а также двигаться вдоль поверхности с заданной скоростью V_{x_ref} . Предлагаемый регулятор имеет вид

$$\begin{aligned} v_x(f) &= V_{x_ref} (1 - |e(f)|); \\ v_y(f) &= V_{y_max} e(f), \end{aligned} \quad (2)$$

где V_{x_ref} – уставка по скорости вдоль оси абсцисс; V_{y_max} – максимальная скорость движения вдоль оси ординат (насыщение); $e(f)$ – относительная ошибка от уставки по силе F_{ref} , которая имеет вид

$$e(f) = \begin{cases} \frac{F_{ref} - f}{F_{ref}}, & 0 \leq f < 2F_{ref} \\ -1, & f \geq 2F_{ref} \end{cases} \quad (3)$$

Покажем, что система (1) с законом управления (2) является устойчивой в малой окрестности положения равновесия. Так как контакт происходит вдоль оси ординат, то убывание от-

носителем ошибки $e(f)$ полностью зависит от второго уравнения в (1). Поэтому доказательство устойчивости будет состоять из двух частей: сначала будет показана устойчивость движения по оси ординат (стремление $e(f) \rightarrow 0$, что выполняется при $f \rightarrow F_{ref}$), а затем на основе этого покажем достижение цели управления по оси абсцисс $\dot{x} \rightarrow V_{x_ref}$.

Для доказательства устойчивости необходимо задать модель упругости материала поверхности. В качестве такой модели хорошо подходит модель вязкоупругого тела Кельвина – Фойгта (рис. 2). Уравнения, описывающие модель Кельвина – Фойгта:

$$f = ky + \gamma \dot{y}, \quad (4)$$

где k, γ – коэффициенты жесткости и затухания соответственно.

1. Покажем устойчивость движения по оси ординат.

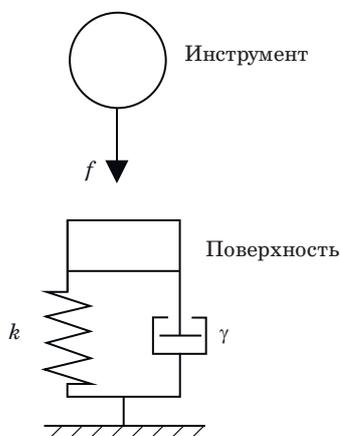
Подставим явно выражения для регулятора (2) во второе уравнение (1) и учтем модель вязкоупругого тела (4); перегруппировав члены, получим

$$F_{ref} T_y / V_{y_max} \ddot{y} + (F_{ref} / V_{y_max} + \gamma) \dot{y} + ky = F_{ref}. \quad (5)$$

Найдем положение равновесия системы, положив $\dot{y} = 0, \ddot{y} = 0$:

$$y_0 = F_{ref} / k. \quad (6)$$

Сделаем замену переменных в (5), переобозначив $y \leftarrow y - y_0$, тогда уравнение (5) примет однородный вид, его характеристический полином примет форму



■ **Рис. 2.** Модель Кельвина – Фойгта
 ■ **Fig. 2.** Kelvin – Voigt model

$$F_{ref} T_y / V_{y_max} s^2 + (F_{ref} / V_{y_max} + \gamma) s + k = 0. \quad (7)$$

В соответствии с теоремой Рауса – Гурвица необходимым и достаточным условием устойчивости положения равновесия является положительность всех коэффициентов в полиноме (7). Данное условие выполняется при истинности следующих неравенств, которые всегда выполняются ввиду положительности всех входящих в них коэффициентов:

$$F_{ref} T_y / V_{y_max} > 0, F_{ref} / V_{y_max} + \gamma > 0, k > 0. \quad (8)$$

Таким образом, устойчивость движения по оси ординат доказана.

2. Покажем выполнение цели управления $\dot{x} \rightarrow V_{x_ref}$ по оси абсцисс.

Из предыдущих рассуждений следует, что относительная ошибка убывает асимптотически $e(f) \rightarrow 0$ и абсолютно интегрируема на интервале $[0, +\infty)$ ввиду устойчивости системы. Поведение этой ошибки будет различным для разных моделей упругого тела, поэтому положим для общности, что $e(f)$ – это некоторая абсолютно интегрируемая функция на интервале $[0, +\infty)$, такая, что $\varepsilon(t) \rightarrow 0$ при $t \rightarrow \infty$. Запишем первое уравнение в (1) с использованием явного выражения для регулятора (2) и введенной функции $\varepsilon(t)$

$$T_x \dot{v}_x + v_x = V_{x_ref} (1 - \varepsilon(t)). \quad (9)$$

Чтобы найти асимптотическое поведение v_x , воспользуемся теоремой о конечном значении из теории операционного исчисления

$$\lim_{t \rightarrow \infty} f(t) = \lim_{s \rightarrow 0} s F(s), \quad (10)$$

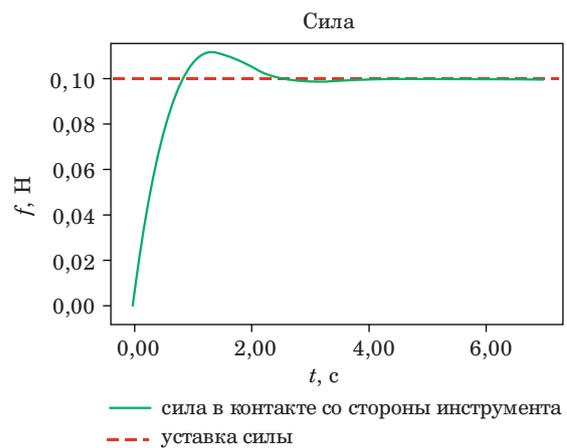
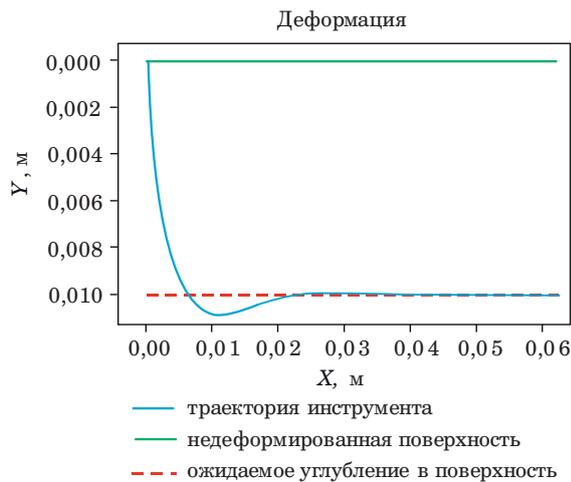
где $F(s)$ – преобразование Лапласа функции $f(t)$.

В соответствии с теоремой о конечном значении (10) для преобразования Лапласа от ошибки $L[\varepsilon(t)](s) = E(s)$ будет выполняться $\lim_{s \rightarrow 0} s E(s) = 0$. Сделаем преобразование Лапласа уравнения (9), полагая начальное значение для скорости равным нулю: $v_x(0) = 0$, и найдем предел в соответствии с (10):

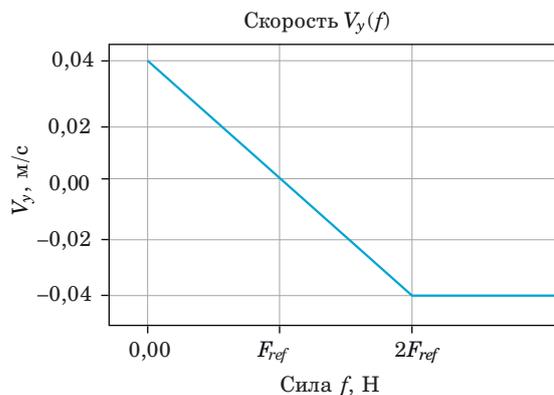
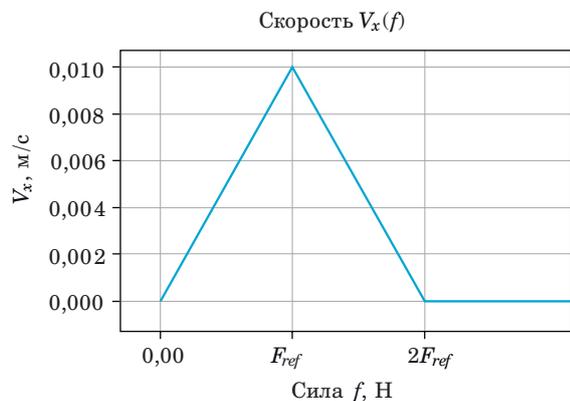
$$\lim_{t \rightarrow \infty} v_x(t) = \lim_{s \rightarrow 0} \frac{s}{1 + T_x s} V_{x_ref} (1/s - E(s)) = V_{x_ref}. \quad (11)$$

Таким образом, скорость асимптотически достигает необходимого значения, что и требовалось доказать.

Результаты моделирования предложенного регулятора с моделью вязкоупругого тела Кель-



■ **Рис. 3.** Переходный процесс регулятора для деформации и силы
 ■ **Fig. 3.** Transient process of the controller for displacement and force



■ **Рис. 4.** Визуализация закона управления
 ■ **Fig. 4.** Control law visualization

вина – Фойгта для параметров $T_x = 0,3$, $T_y = 0,8$, $F_{ref} = 0,1$, $V_{x_ref} = 0,01$, $V_{y_max} = 0,04$, $\gamma = 3$, $k = 10$ показаны на рис. 3.

Визуализация закона управления (2) для приведенных выше значений параметров представлена на рис. 4.

Техническое и программное обеспечение

В качестве ультразвукового датчика был использован портативный ультразвуковой сканер (рис. 5) фирмы TELEMED LogicScan 128 EXT-1Z Kit (Telemed Ultrasound, <https://www.telemedultrasound.com/en/home>).

Манипулятор оснащен шестисосным датчиком силы фирмы Sunrise Instruments. Датчик силы измеряет силы и моменты, действующие на него со стороны внешних тел в его системе координат (рис. 6).



■ **Рис. 5.** Портативный ультразвуковой датчик LogicScan128 EXT-1Z KIT
 ■ **Fig. 5.** PC-based ultrasound imaging system Logic Scan128 EXT-1Z KIT



■ **Рис. 6.** Система координат датчика силы
 ■ **Fig. 6.** Force sensor frame

Для теста прототипа был изготовлен манекен на основе желатина с помещенной в объем пирамидой размером $20 \times 30 \times 50$ мм. Экспериментальная установка с закрепленным ультразвуковым датчиком представлена на рис. 7.

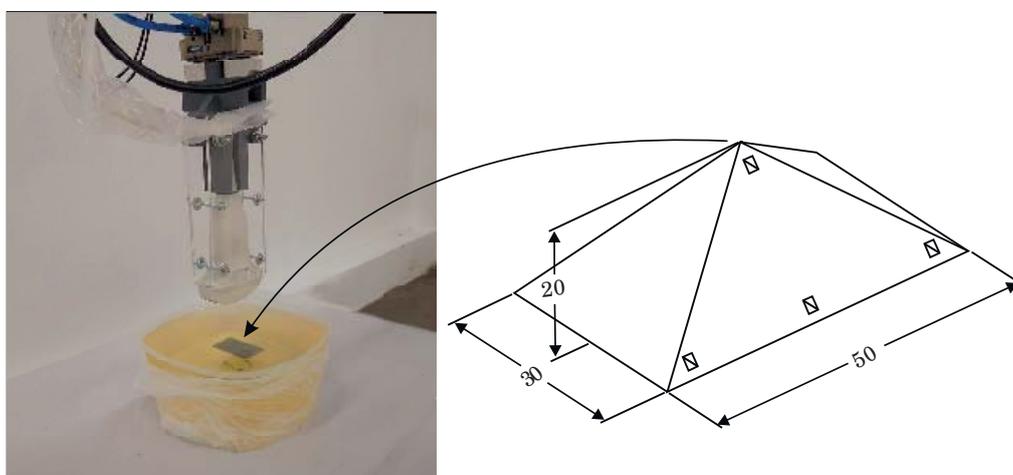
Для работы с ультразвуковыми снимками, 3D-реконструкции и рендеринга использовалась программа 3D Slicer (3D Slicer, <https://www.slicer.org>).

Апробация прототипа проводилась на шестизвенном промышленном манипуляторе фирмы ABB IRB 1600 грузоподъемностью 10 кг и максимальным выносом 1,45 м. Манипуляторы ABB поставляются с двумя различными интерфейсами коммуникации с контроллером робота. Первый интерфейс коммуникации, который в подавляющем большинстве случаев используется в роботизированных производствах, заключается в программировании команд на про-

приетарном языке RAPID (Technical reference manual – RAPID overview, <https://library.abb.com/d/3HAC050947-001>). В функционал данного языка входит также поддержка библиотеки для работы с датчиком силы Force Control. Второй интерфейс коммуникации с контроллером Externally Guided Motion (EGM) (Application manual – Externally Guided Motion RW6, <https://library.abb.com/d/3HAC073319-001>) предоставляет низкоуровневый доступ к управлению по скоростям и положениям. Данный интерфейс не имеет своих планировщиков и генераторов движения, и пользователь должен самостоятельно их разрабатывать на языках высокого уровня, например C++ или C#. Наибольшее распространение низкоуровневый интерфейс получил в научно-исследовательской деятельности для отработки и прототипирования новых робототехнических приложений [14]. В настоящей работе регулятор реализован на интерфейсе EGM, чем обеспечивается масштабируемость разработанного решения на линейки роботов других производителей с интерфейсом управления по скорости.

Трехмерная ультразвуковая реконструкция

Ультразвуковые снимки в В-режиме представляют собой двухмерные сечения объекта, находящегося внутри живых тканей: органа, опухоли, кости и т. п. В медицинской технике применяют трехмерные ультразвуковые датчики, различные механические приспособления для сканирования по заданному паттерну (рис. 8) с регистрацией ориентаций и положения ультразвукового датчика для последующей трехмерной реконструкции.



■ **Рис. 7.** Экспериментальная установка и пирамида для трехмерной реконструкции
 ■ **Fig. 7.** Experimental setup and the pyramid for 3D reconstruction

Автоматизация ультразвуковой диагностики с помощью манипулятора представляет интерес сама по себе, и уже существуют подобные прототипы и даже коммерческие решения. Все подобные решения так или иначе имеют механическую систему, осуществляющую движение ультразвукового датчика: это может быть как промышленный манипулятор, так и манипулятор специальной конструкции. В любом таком решении обязательно требуется система слежения за положением ультразвукового датчика, поэтому в настоящей работе для трехмерной реконструкции предлагается использовать показания энкодеров манипулятора.

Основная идея предлагаемого подхода — имитировать вышеуказанные механические приспособления слежения. В данной работе реализовано два конкретных паттерна: линейное и вращательное сканирование (см. рис. 8). Стоит заметить, что степени свободы манипулятора позволяют реализовать паттерны сканирования

и более сложной формы, если это необходимо для конкретной диагностики.

Реализация эксперимента

1. Сканирование фантома

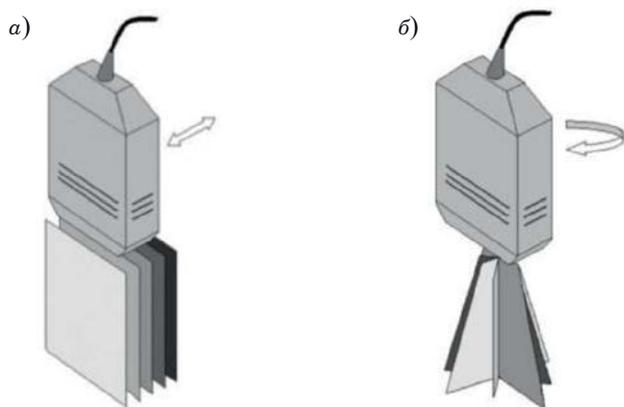
Осуществляется сбор ультразвуковых снимков по линейному и вращательному паттернам сканирования. Движение манипулятора контролируется регулятором (2) для линейного паттерна движения, а вращательный паттерн осуществляется просто вращением последнего звена манипулятора. В обоих экспериментах количество полученных снимков порядка сотни, снимки, отражающие характерную геометрию сечений пирамиды для линейного и вращательного паттерна сканирования, представлены на рис. 9, а и б.

2. Обработка полученных снимков

Ультразвуковые снимки проходят предварительную фильтрацию от шумов стандартными методами обработки изображений, если необходимо, проводится улучшение контраста, и затем в программе 3D Slicer выбирается интересующая нас область (Region of Interest, ROI) для трехмерной реконструкции (рис. 10). Выбор области позволяет снизить вычислительную сложность алгоритма шагающих кубов (The Marching Cubes Algorithm), а также избавиться от артефактов, вызванных оставшимися шумами за пределами области объекта, который подлежит реконструкции.

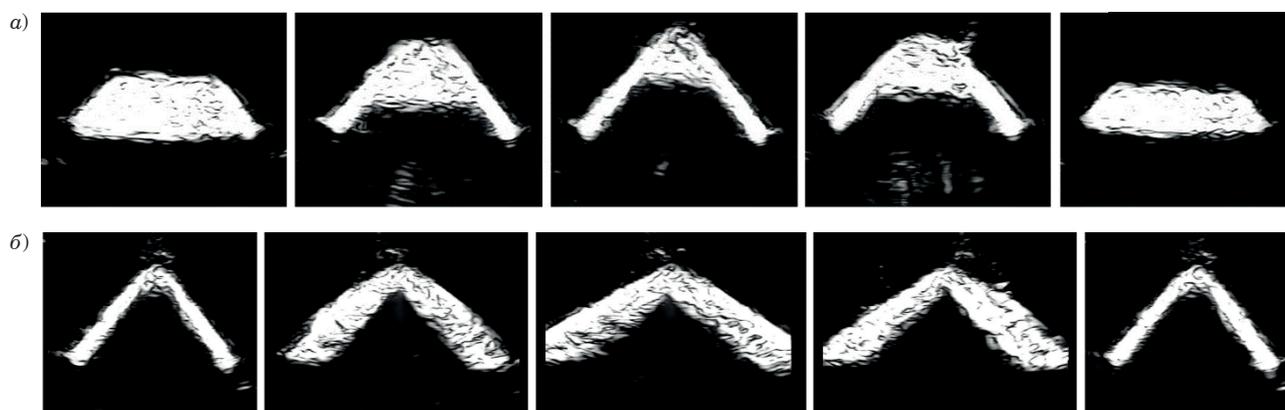
3. Трехмерная реконструкция

Для 3D-реконструкции в программе 3D Slicer реализован алгоритм шагающих кубов [15]. Трехмерные области интереса (параллелепипеды) с реконструированным объемом из соответствующих двумерных снимков для линейного и вращательного паттернов движения представлены на рис. 11, а и б.



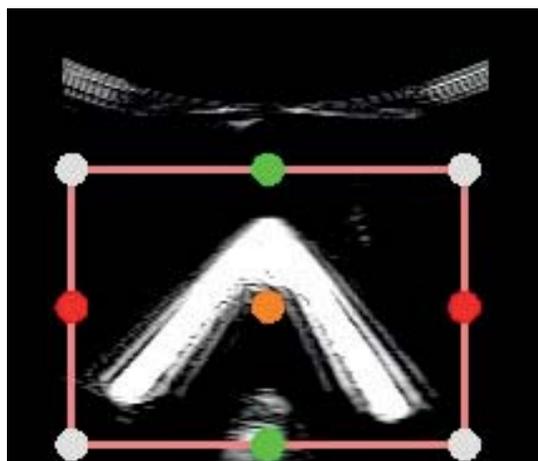
■ **Рис. 8.** Линейный (а) и вращательный (б) паттерны сканирования

■ **Fig. 8.** Linear (а) and rotational (б) scan pattern

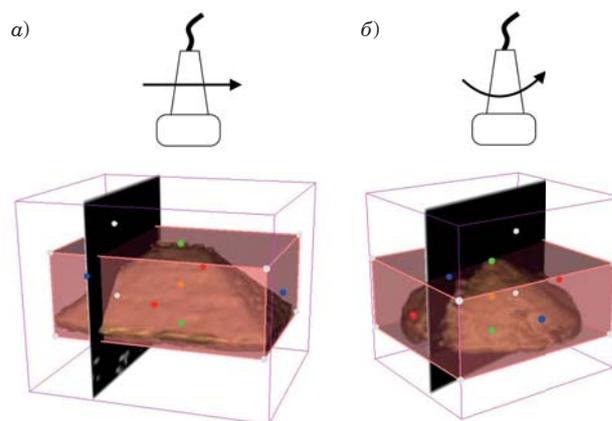


■ **Рис. 9.** Ультразвуковые снимки при линейном (а) и вращательном (б) сканировании

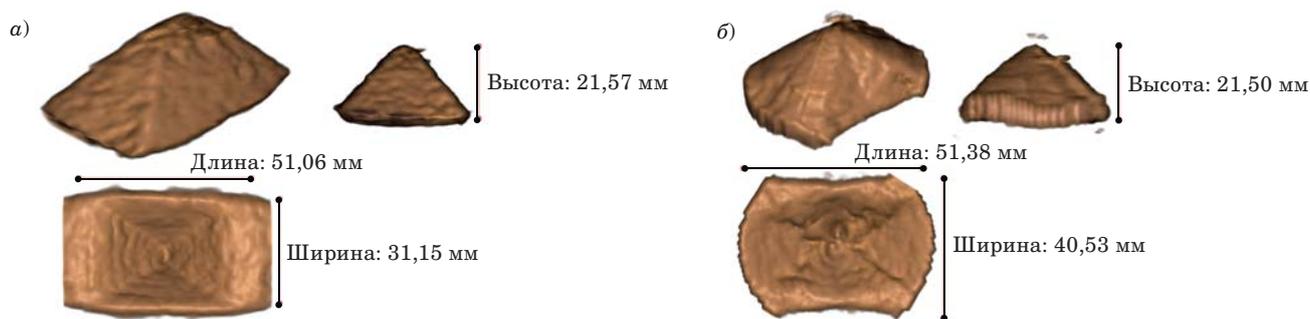
■ **Fig. 9.** Ultrasound frames from linear (а) and rotational (б) scanning pattern



■ **Рис. 10.** Пример области интереса для реконструкции
 ■ **Fig. 10.** ROI for 3D reconstruction



■ **Рис. 11.** Области интереса и реконструированные объемы для линейного (а) и вращательного (б) паттерна сканирования
 ■ **Fig. 11.** ROI and reconstructed volumes from linear (а) and rotational (б) scanning patterns



■ **Рис. 12.** Реконструированный объем для линейного (а) и вращательного (б) паттерна сканирования
 ■ **Fig. 12.** Reconstructed volume from linear (а) and rotational (б) scanning pattern

4. Измерения реконструированных объемов

В медицинской практике часто возникает необходимость получить метрические характеристики очага заболевания или патологии, линейные размеры позволяют также верифицировать адекватность проведенного эксперимента по трехмерной реконструкции. Результаты реконструкции с измерениями линейных размеров для обоих паттернов движения представлены на рис. 12, а и б. Линейные размеры согласуются с размерами пирамиды $20 \times 30 \times 50$ мм (см. рис. 7), но следует заметить, что использовался некалиброванный ультразвуковой датчик, поэтому нет возможности построить доверительные интервалы для измеренных значений. Калибровка ультразвукового датчика – отдельная сложная задача [16], требующая специального оборудования, но благодаря ей можно проводить метрические измерения повышенной точности.

Заключение

В данной работе был разработан прототип робототехнической системы для автоматизации ультразвуковой диагностики. Главным элементом данной системы является предложенный силомоментный регулятор, который может быть использован на любых манипуляторах, управляемых по скорости. Алгоритмы управления были отработаны в эксперименте по трехмерной реконструкции объекта по двумерным ультразвуковым снимкам в В-режиме. Результаты экспериментальной проверки показали удовлетворительное восстановление трехмерной формы при использовании некалиброванного ультразвукового датчика. План дальнейших исследований предполагает улучшение прототипа по разным направлениям: будет исследована возможность применения калиброванного ультразвукового датчика для повышения точности; модифицирован силомоментный регулятор

для возможности сканирования искривленных поверхностей; проведено внедрение сегментатора на основе искусственного интеллекта для лучшего отделения объекта, подлежащего трехмерной реконструкции, от фона, что должно повысить качество результирующего трехмерного объема.

Финансовая поддержка

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-79-10213,

<https://www.rscf.ru/project/23-79-10213/> (Разработка силомоментного регулятора в режиме управления по скорости) и в рамках реализации государственной программы федеральной территории «Сириус» «Научно-технологическое развитие федеральной территории «Сириус». Соглашение № 18-03 от 10 сентября 2024 г. (Методика получения данных с помощью ультразвукового датчика, трехмерная реконструкция объекта по двумерным ультразвуковым снимкам, методика сканирования искривленных поверхностей).

Литература

1. Peters B. S., Armijo P. R., Krause C., Choudhury S. A., Oleynikov D. Review of emerging surgical robotic technology. *Surg Endosc*, 2018, vol. 32, no. 4, pp. 1636–1655. doi:10.1007/s00464-018-6079-2
2. Han J., Davids J., Ashrafian H., Darzi A., Elson D. S., Sodergren M. A systematic review of robotic surgery: From supervised paradigms to fully autonomous robotic approaches. *Int J Med Robot*, 2022, vol. 18, no. 2, Article e2358. doi:10.1002/rcs.2358
3. Hogan N. Contact and physical interaction. *Annual Review of Control, Robotics & Autonomous Systems*, 2022, vol. 5, pp. 179–203. doi:10.1146/annurev-control-042920-010933
4. Vukobratovic M., Tuneski A. Contact control concepts in manipulation robotics/spl minus/an overview. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 41, no. 1, pp. 12–24. doi:10.1109/41.281603
5. Bicchi A., Kumar V. Robotic grasping and contact: A review. *Proceedings 2000 ICRA, USA*, 2000, vol. 1, pp. 348–353. doi:10.1109/ROBOT.2000.844081
6. Chatterjee S., Das S., Ganguly K. Advancements in robotic surgery: Innovations, challenges and future prospects. *Robotic Surgery*, 2024, vol. 18, no. 1, Article 28. doi:10.1007/s11701-023-01801-w
7. Garcia-Gonzalez A., Fuentes-Aguilar R. Q., Salgado I. A review on the application of autonomous and intelligent robotic devices in medical rehabilitation. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.*, 2022, vol. 44, Article 393. doi:10.1007/s40430-022-03692-8
8. Лебедев Г. С., Шадеркин И. А., Шадеркина А. И. Роботы УЗИ: готовые решения и перспективные направления. *Российский журнал телемедицины и электронного здравоохранения*, 2022, т. 8, № 2, с. 21–41. doi:10.29188/2712-9217-2022-8-2-21-41, EDN: ZQTPPF
9. Mehrdad S., Liu F., Pham M. T., Lelevé A., Atashzar S. F. Review of advanced medical telerobots. *Applied Sciences*, 2021, vol. 11, no. 1, Article 209. doi:10.3390/app11010209
10. Ohnishi K., Shimono T., Natori K. Haptics for medical applications. *Artif Life Robotics*, 2009, vol. 13, pp. 383–389. doi:10.1007/s10015-008-0624-3
11. Carovac A., Smajlovic F., Junuzovic D. Application of ultrasound in medicine. *Acta Inform Med*, 2011, vol. 19, no. 3, pp. 168–171. doi:10.5455/aim.2011.19.168-171
12. Mohamed F., Vei Siang C. Artificial Intelligence – Applications in Medicine and Biology. *A Survey on 3D Ultrasound Reconstruction Techniques*. Edited by M. A. Aceves-Fernandez, 2019. doi:10.5772/intechopen.81628
13. Lindseth F., Tangen G., Langø T., Bang J. Probe calibration for freehand 3D ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003, vol. 29, no. 11, pp. 1607–1623. doi:10.1016/s0301-5629(03)01012-3
14. Соколов В. С., Кульминский Д. Д. Прототип робастной системы сборки резьбового соединения на базе робота-манипулятора методами силомоментного управления. *Робототехника и техническая кибернетика*, 2024, т. 12, № 4, с. 296–304. doi:10.31776/RTCJ.12407
15. Timothy S. N., Hong Yi. A survey of the marching cubes algorithm. *Computers & Graphics*, 2006, vol. 30, no. 5, pp. 854–879. doi:10.1016/j.cag.2006.07.021
16. Hsu P. W., Prager R. W., Gee A. H., Treece G. M. *Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review*. Advanced Imaging in Biology and Medicine. Sencen C. W., Hallgrímsson B. (eds). Springer, Berlin, Heidelberg, 2009, pp. 47–84. doi:10.1007/978-3-540-68993-5_3

UDC 007.52:681.518.5

doi:10.31799/1684-8853-2025-1-51-59

EDN: LAXRPC

Robotic system for three-dimensional ultrasound reconstruction based on force-torque controlV. S. Sokolov^a, Post-Graduate Student, Junior Researcher, orcid.org/0009-0006-8695-843XD. D. Kulminskiy^a, PhD, Phys.-Math., Associate Professor, orcid.org/0000-0002-3936-2813, kulminskiy.dd@talantiuspeh.ru^aSirius University, 1, Olimpiyskiy Av., 354340, Krasnodar region, federal territory «Sirius», p.g.t. Sirius, Russian Federation**Introduction:** Ultrasound diagnostics is one of the most commonly used examination methods in medicine. Automation of this procedure will reduce the workload on medical personnel and provide access to medical care in remote areas and during emergencies.**Purpose:** To develop a prototype robotic system for conducting three-dimensional reconstruction of an object from a set of two-dimensional ultrasound images in B-mode obtained using linear and rotational scanning patterns. **Results:** A system integration of the industrial manipulator and the portable ultrasonic device was accomplished; an experimental verification of the system was conducted on an artificial phantom. Contact with the surface is maintained using the proposed force-torque controller. An experimental verification of the system was conducted on a gelatin dummy to restore the shape of a three-dimensional object based on two-dimensional images, with the position and orientation of each image calculated using the built-in encoders of the manipulator. In addition to two-dimensional images, three-dimensional visualization of the examined region can be beneficial for more accurate diagnosis. **Practical relevance:** The proposed method for obtaining a three-dimensional visualization of the examined area may be useful in certain cases of clinical practice for more accurate diagnosis. The proposed approaches are not tied to proprietary algorithms of specific manufacturers and can be transferred to any manipulators equipped with joint speed control and force sensors. **Discussion:** Improvements to the prototype include the use of a calibrated ultrasonic sensor, modifications to the force-torque controller for scanning curved surfaces, and the introduction of a machine learning-based segmenter to separate an object from the background.**Keywords** – prototype robotic system, automation of the diagnostic process, ultrasound scanning, industrial manipulator, force sensor, force-torque control, force-torque sense, contact model, 3D reconstruction of objects from an image, ultrasound images.**For citation:** Sokolov V. S., Kulminskiy D. D. Robotic system for three-dimensional ultrasound reconstruction based on force-torque control. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2025, no. 1, pp. 51–59 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2025-1-51-59, EDN: LAXRPC**Financial support**The study was supported by a grant from the Russian Science Foundation No. 23-79-10213, <https://www.rscf.ru/project/23-79-10213/> (Development of a force-torque controller in speed control mode) and by the grant of the state program of the “Sirius” Federal Territory “Scientific and technological development of the “Sirius” Federal Territory”. Agreements No. 18-03 dated September 10, 2024. (Methodology for obtaining data using an ultrasonic sensor, three-dimensional reconstruction of an object based on two-dimensional ultrasound images, method for scanning curved surfaces).**References**

- Peters B. S., Armijo P. R., Krause C., Choudhury S. A., Olevnikov D. Review of emerging surgical robotic technology. *Surg Endosc*, 2018, vol. 32, no. 4, pp. 1636–1655. doi:10.1007/s00464-018-6079-2
- Han J., Davids J., Ashrafi H., Darzi A., Elson D. S., Sodergren M. A systematic review of robotic surgery: From supervised paradigms to fully autonomous robotic approaches. *Int J Med Robot*, 2022, vol. 18, no. 2, Article e2358. doi:10.1002/rcs.2358
- Hogan N. Contact and physical interaction. *Annual Review of Control, Robotics & Autonomous Systems*, 2022, vol. 5, pp. 179–203. doi:10.1146/annurev-control-042920-010933
- Vukobratovic M., Tuneski A. Contact control concepts in manipulation robotics/spl minus/an overview. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 41, no. 1, pp. 12–24. doi:10.1109/41.281603
- Bicchi A., Kumar V. Robotic grasping and contact: A review. *Proceedings 2000 ICRA, USA, 2000*, vol. 1, pp. 348–353. doi:10.1109/ROBOT.2000.844081
- Chatterjee S., Das S., Ganguly K. Advancements in robotic surgery: Innovations, challenges and future prospects. *Robotic Surgery*, 2024, vol. 18, no. 1, Article 28. doi:10.1007/s11701-023-01801-w
- Garcia-Gonzalez A., Fuentes-Aguilar R. Q., Salgado I. A review on the application of autonomous and intelligent robotic devices in medical rehabilitation. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.*, 2022, vol. 44, Article 393. doi:10.1007/s40430-022-03692-8
- Lebedev G. S., Shaderkin I. A., Shaderkina A. I. Ultrasound robots: Ready-to-use solutions and perspective directions. *Russian Journal of Telemedicine and E-Health*, 2022, vol. 8, no. 2, pp. 21–44 (In Russian). doi:10.29188/2712-9217-2022-8-2-21-41, EDN: ZQTPPF
- Mehrdad S., Liu F., Pham M. T., Lelevé A., Atashzar S. F. Review of advanced medical telerobots. *Applied Sciences*, 2021, vol. 11, no. 1, Article 209. doi:10.3390/app11010209
- Ohnishi K., Shimono T., Natori K. Haptics for medical applications. *Artif Life Robotics*, 2009, vol. 13, pp. 383–389. doi:10.1007/s10015-008-0624-3
- Carovac A., Smajlovic F., Junuzovic D. Application of ultrasound in medicine. *Acta Inform Med*, 2011, vol. 19, no. 3, pp. 168–171. doi:10.5455/aim.2011.19.168-171
- Mohamed F., Vei Siang C. *Artificial Intelligence – Applications in Medicine and Biology*. In: *A Survey on 3D Ultrasound Reconstruction Techniques*. Edited by M. A. Aceves-Fernandez, 2019. doi:10.5772/intechopen.81628
- Lindseth F., Tangen G., Langø T., Bang J. Probe calibration for freehand 3D ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003, vol. 29, no. 11, pp. 1607–1623. doi:10.1016/s0301-5629(03)01012-3
- Sokolov V. S., Kulminskiy D. D. Prototype of a robust screw-thread assembly system based on industrial manipulator using force-torque control methods. *Robotics and Technical Cybernetics*, 2024, vol. 15, no. 4, pp. 296–304 (In Russian). doi:10.31776/RTCJ.12407
- Timothy S. N., Hong Yi. A survey of the marching cubes algorithm. *Computers & Graphics*, 2006, vol. 30, no. 5, pp. 854–879. doi:10.1016/j.cag.2006.07.021
- Hsu P. W., Prager R. W., Gee A. H., Treece G. M. *Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review*. In: *Advanced Imaging in Biology and Medicine*. Sensen C. W., Hallgrímsson B. (eds). Springer, Berlin, Heidelberg, 2009, pp. 47–84. doi:10.1007/978-3-540-68993-5_3