Новые технологии | New technologies

ISSN 1995-5464 (Print); ISSN 2408-9524 (Online) https://doi.org/10.16931/1995-5464.2024-2-123-133

Алгоритмы планирования траекторий введения электродов для радиочастотной абляции в роботизированной хирургии

Першин А.С., Климов Д.Д., Прохоренко Л.С., Григорьева Е.В., Астахов Д.А., Тупикин К.А.*, Подураев Ю.В., Раснер П.И., Панченков Д.Н.

ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Министерства здравоохранения РФ; 127006, Москва, ул. Долгоруковская, д. 4, Российская Федерация

Цель. Повышение эффективности радиочастотной абляции при крупных опухолях путем компьютерного моделирования и автоматизированного планирования роботизированной операции. **Материал и методы.** Разработан набор алгоритмов для планирования роботизированной установки электродов.

Результаты. Оценка метода показала возможность достижения полной обработки опухоли и построения траектории с учетом возможных ограничений.

Заключение. Набор алгоритмов может позволить автоматически планировать последовательное размещение игл прибора для радиочастотной абляции при проведении вмешательства.

Ключевые слова: гепатоцеллюлярная карцинома; радиочастотная абляция; расчет траектории; медицинская робототехника; автоматизированное планирование; введение электрода; роботизированная операция

Ссылка для цитирования: Першин А.С., Климов Д.Д., Прохоренко Л.С., Григорьева Е.В., Астахов Д.А., Тупикин К.А., Подураев Ю.В., Раснер П.И., Панченков Д.Н. Алгоритмы планирования траекторий введения электродов для радиочастотной абляции в роботизированной хирургии. *Анналы хирургической гепатологии*. 2024; 29 (2): 123–133. https://doi.org/10.16931/1995-5464.2024-2-123-133

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Исследование выполнено при поддержке Министерства здравоохранения Российской Федерации в рамках Государственного контракта № 056-00108-22-01 от 5 февраля 2022 г.

Algorithms for planning the trajectories of electrode insertion for radiofrequency ablation in robotic surgery

Pershin A.S., Klimov D.D., Prokhorenko L.S., Grigoryeva E.V., Astakhov D.A., Tupikin K.A.*, Podurayev Yu.V., Rasner P.I., Panchenkov D.N.

Russian University of Medicine of Ministry of Health of Russian Federation; 4, Dolgorukovskaya str., Moscow, 127006, Russian Federation

Aim. To improve the efficiency of radiofrequency ablation for large tumors by computer-aided modeling and planning of robotic surgery.

Materials and methods. A set of algorithms for planning robotic electrode insertion was developed.

Results. The evaluation of the technique proved its potential for achieving complete tumor processing and trajectory building with all feasible constraints.

Conclusion. The set of algorithms provides computer-aid planning for sequential placement of radiofrequency ablation needles during intervention.

Keywords: hepatocellular carcinoma; radiofrequency ablation; trajectory calculation; medical robotics; computer-aided planning; electrode insertion; robotic surgery

For citation: Pershin A.S., Klimov D.D., Prokhorenko L.S., Grigoryeva E.V., Astakhov D.A., Tupikin K.A., Podurayev Yu.V., Rasner P.I., Panchenkov D.N. Algorithms for planning the trajectories of electrode insertion for radiofrequency ablation in robotic surgery. *Annaly khirurgicheskoy gepatologii = Annals of HPB surgery*. 2024; 29 (2): 123–133. https://doi.org/10.16931/1995-5464.2024-2-123-133 (In Russian)

The authors declare no conflict of interest.

The study was carried out with the support of the Ministry of Health of the Russian Federation under the Government Contract No. 056-00108-22-01 dated February 5, 2022.

• Введение

Гепатоцеллюлярная карцинома – наиболее распространенная опухоль печени. По смертности от рака она занимает 4-е место в мире (>780 тыс. смертей в год) [1, 2]. Хирургическое лечение в объеме резекции и трансплантации считают оптимальным [3, 4], но их применение ограничено функциональными резервами печени и дефицитом донорских органов [5]. В связи с этим большое распространение получили методы локальной деструкции, в первую очередь радиочастотная абляция (РЧА). Успех применения этих методов во многом зависит от тщательного планирования и точного позиционирования электрода, подводимого к опухоли. Методы локальной деструкции требуют предварительной пункции опухоли под контролем УЗИ, КТ или МРТ [6], что может усложнять ход операции. Опухоли >3 см требуют установки нескольких электродов [7]. В ряде ситуаций выполнение вмешательства основано исключительно на пространственном восприятии и субъективном опыте врачей. Поэтому планирование оптимальной траектории пункции при оценке доступа является важнейшим вопросом при локальной деструкции.

В литературе представлены различные методы определения безопасных зон пункции, способов введения электродов в зоны, подлежащие РЧА [8-11]. При этом планирование серии из последовательных пункций при крупных опухолях не рассматривается. При планировании серии пункций исследователи предлагают алгоритмы разной степени автоматизации [12-18]. Перечисленные методы по отдельности позволяют планировать зоны РЧА и траектории введения инструментов, в том числе с применением роботизированных устройств [13, 16], что может обеспечить более точное выполнение движений [19]. Однако исследования не учитывают комплексный подход к планированию роботизированного вмешательства. Считаем, что алгоритм планирования должен включать положение и геометрические параметры целевых зон РЧА, траекторию введения инструмента на основе запланированных зон РЧА, оптимальное положение роботизированного устройства в зависимости от положения пациента и траектории введения.

Цель исследования — разработка алгоритмов автоматизированного планирования роботизированной хирургической операции с применением РЧА при больших опухолях.

Материал и методы

На этапе подготовки создания модели провели сравнительное исследование. На фантоме печени, а затем и на говяжьей печени, в которых был моделирован патологический очаг, были проведены пункционные вмешательства под контролем УЗИ. Траекторию и оптимальную трассу определяли вручную. Выполнено 15 пункций с последующей оценкой области расположения иглы по результатам КТ. Для выбора оптимального положения инструмента использовали ряд критериев: длина пути введения электрода должна быть меньше длины самого электрода; траектория электрода не должна пересекать кости и крупные сосуды; электроды не должны пересекаться. По данным УЗИ и КТ определяли опухоль, сосуды >3 мм и кости, зону введения. Основная задача алгоритма планирования зоны РЧА – достижение полного перекрытия зон опухоли и отсутствие перекрытия здоровой ткани [20].

Разделения модели опухоли на геометрически подобные части добивались, регулируя число зон РЧА, их взаимное расположение и область зоны поражения (радиусы). Для автоматизации процесса определения положения зон и уточнения радиусов был выбран алгоритм кластеризации KMeans [21]. После кластеризации определяли радиус сферы, которая бы охватила весь кластер, путем вычисления расстояния до каждого вокселя от центра кластера, с последующим выбором того вокселя, расстояние до которого максимально. Путем повторения вычислений для каждого кластера находили набор радиусов, необходимый для полного охвата опухоли. Затем радиусы увеличивали для обеспечения надежности перекрытия зоны поражения на 2,5 мм [22]. Из полученных радиусов выбирали максимальный, чтобы проверить, принадлежит ли он заданному диапазону. Если радиус выходил за верхнюю границу, число кластеров увеличивали на 1; если он выходил за нижнюю границу, его уменьшали на 1 до тех пор, пока число кластеров не сравнивалось с 1 или пока радиус принадлежности диапазону. не достигал Основная задача алгоритма планирования траектории - найти наилучшую позицию, которая будет удовлетворять заданным ограничениям.

Метрика расстояния от оси траектории до вокселя критической структуры. Для расчета первой метрики достаточно знать координаты 3 точек, образующих треугольник (рис. 1): координаты точки вокселя кости (В), точки введения инструмента (Т) и точки центра зоны РЧА (С). Длиной высоты (h) от вершины В до стороны ТС можно считать расстояние от оси траектории до ближайшего вокселя критической структуры. Длину высоты рассчитывали по формуле Герона для площади треугольника по трем сторонам:

$$p = \frac{1}{2(|BT| + |TC| + |BC|)}$$
(1)

$$h = \frac{2}{|TB|} * \sqrt{p(p - |BT|)(p - |TC|)(p - |BC|)}$$
(2)

1



Рис. 1. Варианты целевой функции. Первый вариант целевой функции: h – минимальное расстояние от кости до оси электрода. Второй вариант целевой функции: α – минимальный угол между прямыми к кости и целевыми позициями T1 и T2 от центров C1 и C2. C1 и C2 – предполагаемые центры зон PЧA; B1 и B2 – крайние воксели кости; W1 и W2 – нежелательные положения; зеленая зона – допустимая зона для введения инструмента.

Fig. 1. Variants of the objective function. First variant of the objective function: h is the minimum distance from the bone to the electrode axis. Second variant of the objective function: α is the minimum angle between the straight lines to the bone and the objective positions T1 and T2 from the centers C1 and C2. C1 and C2 are estimated centers of the radiofrequency ablation; B1 and B2 are the outermost voxels of the bone; W1 and W2 are unsolicited positions; the green zone is the acceptable site for tool insertion.

Метрика косинуса угла между прямыми. Расчет второй метрики также основан на точках В, Т и С (см. рис. 1), значение является результатом скалярного произведения нормализованных векторов СТ и СВ, которое представляет собой значение косинуса угла между линиями, по которому определяют пересечение траектории электрода с критическими структурами. Косинус используют для определения угла пересечения. Когда значение угла близко к 0, косинус будет стремиться к 1, а в противном случае – к 0. Значение метрики определяют по скалярному произведению единичных векторов:

$$\cos\alpha = <\frac{C_i T_i}{|C_i T_i|}, \frac{C_i B_i}{|C_i B_i|} >$$
(3)

Таким образом, для определения оптимальной позиции вычисляют значение метрики для каждого вокселя критических структур с помощью вектора СВ. Из полученных значений первой метрики необходимо выбрать воксель с наименьшим значением и второй — с наибольшим значением. Возникает задача оптимизации, где значение первой целевой функции должно быть максимизировано, а второй — минимизировано.

Определение пересечения электродов. Для установки нескольких электродов одновременно необходимо учитывать их пересечение, что требует решения задачи многомерной оптимизации:

$$f: \mathbb{R}^n \to \mathbb{R}, f(x) \to \min, \text{with } n = 2 \tag{4}$$

Пусть электрод задан отрезком (точки В и С). В этом случае любую точку Р на отрезке можно найти:

$$P_i(\alpha_i) = B_i + \alpha_i \cdot (C_i - B_i), \tag{5}$$

где $\alpha_i \in [0; 1], i = 0, ..., k, k$ — количество отрезков

Выбирают два электрода и находят расстояние между точками, принадлежащими их отрезкам:

$$f(\alpha_i, \alpha_j) = P_i(\alpha_i) - P_j(\alpha_j) \lor,$$

$$rae \ i = 0, \dots, k, i \neq j.$$
(6)

Минимум полученной функции находят симплекс-методом Нелдера—Мида [23]. Полученное расстояние проверяют на пересечение с помощью диаметра электрода (d) и регулируемого запаса расстояния.

Нахождение оптимального положения электрода. При выбранном центре зоны РЧА необходимо найти такую точку, которая принадлежит зоне введения инструмента, чтобы не было пересечений с критическими структурами и другими электродами. Пусть целевая функция *х* – координаты точки, принадлежащей зоне введения. Координаты центра зоны РЧА известны со стадии кластеризации опухоли. Координаты вокселей ближайшей критической структуры определяются целевой функцией методом перебора. Тогда целевая функция поиска оптимального положения примет вид: $g(x) = \infty$, если есть пересечение с критической структурой или электродом, иначе g(x) (для метрики косинуса g(x), а для метрики расстояния (-1)g(x)).

Для сокращения времени, затрачиваемого на перебор зоны введения, предложено предварительно кластеризовать ее с помощью алгоритма КМеапs. В этом случае расчет значений целевой функции g выполняется только для центров полученных кластеров. Центр кластера с наименьшим значением g выбирают в соответствии с рассчитанными значениями. После этого операция кластеризации и выбора центра повторяется для полученного кластера до тех пор, пока не останется 1 точка (рис. 2). Если все значения равны, то это означает, что для данной конфигурации невозможно найти позицию, удовлетворяющую наложенным ограничениям.

Поиск оптимального взаимного положения операционного поля и робота. Траекторию для хирургического вмешательства задают при планировании операции в локальном декартовом пространстве операционного поля. Робот, обеспечивая эти движения, сам существует в пространстве обобщенных координат, связанных



Рис. 2. Последовательная кластеризация и поиск целевой точки. **Fig. 2.** Sequential clustering and searching for target site.

с возможностью приводов. При этом ввиду сложной кинематической структуры робота трудно предсказать необходимые движения приводов, что может вызвать выход рабочей части за пределы обобщенных координат. Предварительная симуляция позволяет убедиться в отсутствии выхода за пределы обобщенных координат и может служить инструментом для верификации плана операции, но не дает инструкций для точного порядка действий. Выбор взаимного расположения операционного поля и робота задача многокритериальной оптимизации. Во всех ситуациях требуется внешняя система хирургической навигации для описания и регистрации взаимного расположения. Оптимальное расположение может быть показано и на экране, и в дополненной реальности.

Критерий оптимума. При поиске оптимального положения применяют дискретно полученную числовую оценку параметров траектории, которая разбивается на положения с учетом ориентации инструмента, и для каждого из них решается обратная задача кинематики. На основе результатов этого решения рассчитывается функция штрафа, для которой численным методом ведется минимизация.

Для расчета функции штрафа выбираются целевые значения обобщенных координат. Штраф для позы определяется как сумма квадратов разностей между обобщенной координатой робота в этой точке и оптимальным значением для этой обобщенной координаты. Штраф для всей траектории рассчитывается как сумма штрафов для всех дискретных поз траектории:

$$f = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n} \frac{1}{k} \sum_{i=1}^{k} \left(\underline{a}_{ideali} - \underline{a}_{j,i} \right)^2 \tag{7}$$

$$\underline{a}_j = IK(p_j) \tag{8}$$

где f — значение штрафа; n — число дискретных точек траектории, для которых проводится проверка; k — число степеней подвижности механизма; a — вектор обобщенных координат, либо целевой, либо для j-й точки; p_j — j-я точка траектории.



Рис. 3. Робот и траектория: \mathbf{a} – до оптимизации; $\mathbf{6}$ – после оптимизации. Робот представлен в двух положениях: в начале траектории и в конце траектории. Сфера представляет собой пространство, в котором может быть размещен робот и из которого он может успешно совершать движение по траектории.

Fig. 3. Robot and trajectory: \mathbf{a} – before optimization; $\mathbf{\delta}$ – after optimization. The robot is presented in two positions: at the beginning and at the end of the trajectory. The sphere represents the area for positioning the robot to make movements along the trajectory.



Рис. 4. Обобщенные координаты при выполнении траектории до оптимизации размещения и после оптимизации размещения. (Штриховые линии обозначают пределы 120 градусов и –120 градусов для 2-й, 4-й и 6-й степеней свободы движений.

Fig. 4. Generalized coordinates for the trajectory: \mathbf{a} – before placement optimization; $\mathbf{6}$ – after placement optimization. Dashed lines indicate the limits of 120 degrees and –120 degrees for the 2nd, 4th and 6th degree movements.

Проведение поиска. Поиск осуществляется с использованием методов численной оптимизации Нелдера-Мида. Параметры, подлежащие оптимизации: декартовы координаты манипулятора относительно рабочей зоны пациента, вращение манипулятора вокруг вертикальной оси, вращение вокруг продольной оси инструмента. На рис. 3 тестовая траектория показана желтым цветом, модель робота в начальной и конечной точках траектории – черным, а инструмент – фиолетовым. Слева показано положение до оптимизации, оно соответствует рис. 4, на котором показаны обобщенные координаты траектории до оптимизации взаимного положения траектории и робота. На диаграмме видно, что все обобщенные координаты, кроме q2, находятся на грани своего рабочего диапазона. На рис. 3 справа показано относительное положение после оптимизации. Это соответствует рис. 4 (справа), на котором показаны обобщенные координаты траектории после оптимизации.

• Результаты

Для отображения результатов алгоритмов использовали приложения открытого доступа: 3D Slicer [23] и Blender [24]. Для оценки эффективности алгоритмов использовали набор данных 3D-IRCADb (3D Image Reconstruction for Comparison of Algorithm Database; эксперименты 1–5) [25], а также данные DICOM реальных пациентов, размеченные рентгенологами (эксперименты 6–8). Перечень параметров более детально представлен в табл. 1.

Компьютерное моделирование. Моделирование алгоритма планирования зоны РЧА. Основным ограничивающим параметром кластеризации был радиус зоны РЧА, который не должен превышать 25 мм, поскольку именно в этом диапазоне зонтичные электроды позволяют успешно обработать опухоль. Однако некоторые модели имеют больший радиус (до 35 мм). Радиусы для особо крупных опухолей (3, 4) специально превышали диапазон, в котором зонтичные электро-

Эксперимент	Воксели опухоли, ед.	Размер вокселя, мм	Объем опухоли, мл	Воксели зоны ввода, ед.	Воксели критических структур, ед.	Размер DICOM
1	14062	$0,78 \times 0,78 \times 1,6$	13,69	31750	515164	$512 \times 512 \times 172$
2	7337	$0,7 \times 0,7 \times 1,6$	5,75	75655	688322	$512 \times 512 \times 155$
3	96961	$0,74 \times 0,74 \times 1,6$	84,95	25897	477406	$512 \times 512 \times 119$
4	89029	$0,74 \times 0,74 \times 1,6$	78,00	39559	477406	$512 \times 512 \times 119$
5	4539	$0,74 \times 0,74 \times 2,5$	6,21	14763	287023	$512 \times 512 \times 74$
6*	35706	0,8 imes 0,8 imes 0,8	18,28	26873	276678	$512 \times 512 \times 313$
7*	2998	$0,76 \times 0,76 \times 0,8$	1,39	12530	1674998	$512 \times 512 \times 301$
8*	27806	$0,76 \times 0,76 \times 0,8$	12,85	70536	1674998	$512 \times 512 \times 301$

Таблица 1. Параметры структур и DICOM-наборов **Table 1.** Parameters for structures and DICOM sets

Примечание: * - здесь и далее - данные, размеченные рентгенологом.

Таблица 2. Результаты алгоритма
Table 2. Algorithm outputs

Эксперимент	Воксели опухоли, ед.	Диапазон радиусов, мм	Радиус, мм	Число зон РЧА, ед.	Перекрытые воксели, ед.	Эффективность перекрытия, %
1	14062	[15; 20]	$18,50 \pm 1,45$	3	55196	25
2	7337	[10; 15]	$13,23 \pm 0,09$	3	24456	30
3	96961	[25; 30]	$26,59 \pm 0,83$	5	267935	36
4	89029	[30; 35]	$29,99 \pm 1,22$	3	265654	34
5	4539	[12; 18]	$16,19 \pm 1,57$	2	19060	24
6*	35706	[20; 25]	$21,31 \pm 0,07$	2	119877	30
7*	2998	[10; 15]	10,55	1	9895	30
8*	27806	[16; 21]	$19,92 \pm 0,04$	2	99469	28

ды обрабатывают очаг. В табл. 2 указаны результаты кластеризации. Помимо разных размеров, опухоли имели и разную форму (рис. 5). Особенно заметные формы были в экспериментах 1, 4 и 5. На их примере можно заметить, что сфера не лучшим образом повторяет форму целевой области опухоли, полученную путем кластеризации.

В эксперименте 5 одна из частей опухоли сильно вытянута по вертикали, вследствие чего в сферу вовлечен большой объем здоровых тканей. Как показано, одним из возможных решений может быть увеличение числа зон РЧА.

Моделирование алгоритма планирования траектории. В некоторых ситуациях получить набор траекторий, удовлетворяющих ограничениям, не удавалось. Причиной тому стало последовательное планирование каждой траектории: первые траектории устанавливали в наиболее подходящие места, а для последующих траекторий могло не оказаться нужного положения. Важным фактором, повлиявшим на успех планирования, была зона введения инструмента. Результаты планирования траекторий приведены в табл. 3.

По результатам моделирования были получены комментарии от хирургов, например:

Эксперимент 3. Один из электродов проведен через проекцию плевральной полости, что является нежелательным и сопряжено с развитием таких осложнений, как пневмоторакс и повреждение ткани легкого с возможным кровотечением. Расположение электрода целесообразно сместить к срединной линии либо точку входа разместить ниже границы плевральной полости, а электрод – в восходящем направлении.

Важным фактором, повлиявшим на успех планирования, была зона введения инструмента. В эксперименте 6 построенные сферы перекрываются, что приводит к перекрещиванию электродов. Однако при ручном планировании траектории задача была решена (рис. 6).

Время работы алгоритмов оценивали с учетом загрузки данных. По приведенным в табл. 4 данным можно видеть, что время планирования и затраченная память зависят от размера опухоли, а также от размера зоны введения и числа зон РЧА. Время исполнения алгоритма кластеризации близко к планированию в реальном времени. Время работы алгоритма планирования траекторий полным перебором зоны введения инструмента занимало от 5 с до 40 мин и 55 с.



Рис. 5. Опухоли во всех экспериментах без РЧА (слева) и с РЧА (справа). Опухоли разделены на цветные части для отображения результата кластеризации. В эксперименте 5 получено увеличение числа зон РЧА. Диапазон радиусов – [10; 15], максимальный радиус 14,27 мм. **Fig. 5.** Tumors in all experiments: without radiofrequency ablation (left) and with radiofrequency ablation (right). The tumors are colored to display the clustering result. Experiment 5 was indicated with an increase in the number of radiofrequency ablation sites. The radius range comprises [10; 15] with a maximum radius of 14.27 mm.

	Расстояние до ближ	кайшей кости, мм	Глубина ве	Значение метрики	
Эксперимент	соѕ угла между прямыми	расстояние до кости	cos угла между прямыми	расстояние до кости	соѕ угла между прямыми
1	$17,64 \pm 5,97$	$42,26 \pm 4,27$	$69,18 \pm 0,59$	$63,04 \pm 7,47$	$0,92\pm0,05$
2	$35,31 \pm 0,60$	$65,74 \pm 2,40$	$86,67 \pm 4,43$	$112,94 \pm 6,32$	$0,86\pm0,02$
3	$9,71 \pm 2,64$	_	$77,41 \pm 28,08$	_	$0,98\pm0,00$
4	$43,57 \pm 16,45$	_	$103,39 \pm 7,40$	_	$0,96 \pm 0,01$
5	$6,61 \pm 1,38$	$12,91 \pm 0,77$	$55,83 \pm 14,58$	$40,54\pm4,62$	$0,98\pm0,00$
6*	_	_	_	_	_
7*	$10,67\pm0,0$	$12,\!60 \pm 0,\!0$	$59,52 \pm 0,0$	$63,96 \pm 0,0$	$0,96\pm0,0$
8*	$4,54\pm0,30$	$5,82 \pm 0,377$	$64,745 \pm 11,33$	$94,14 \pm 11,34$	$0,99 \pm 4,34$

Таблица 3. Сравнительные результаты двух метрик при кластеризации зоны ввода **Table 3.** Comparative results of two metrics for input clustering





Рис. 6. Результаты моделирования траектории. Пример решения задачи планирования траектории вручную для эксперимента 6. **Fig. 6.** Trajectory simulation results. Experiment 6: a manual trajectory planning.

	Воксели	Воксели	Число	Кластеризан	Время	
Эксперимент	зоны ввода, ед.	опухоли, ед.	абляций, ед.	время планирования, с	использование памяти, МБ	планирования траекторий, с
1	31750	14062	3	$0,97 \pm 0,13$	43,60	$38,36 \pm 0,84$
2	75655	7337	3	$0,79\pm0,04$	39,09	$55,42 \pm 0,29$
3	25897	96961	5	$2,29 \pm 0,11$	34,19	$69,83 \pm 12,32$
4	39559	89029	3	$1,86 \pm 0,04$	33,83	$61,86 \pm 13,54$
5	14763	4539	2	$0,51 \pm 0,04$	18,71	$50,38 \pm 1,83$
6*	26873	35706	2	$1,77 \pm 0,04$	79,89	$24,50 \pm 0,32$
7*	12530	2998	1	$1,21 \pm 0,04$	75,39	$35,56 \pm 0,47$
8*	70536	27806	2	$1,63 \pm 0,03$	76,53	$138,04 \pm 22,00$

Таблица 4. Оценка производительности алгоритмов **Table 4.** Evaluation of algorithm performance

В связи с этим на данном этапе имплементация на языке Python без оптимизации не готова к тому, чтобы операцию можно было проводить с участием робота. Учитывая, что алгоритмы имеют потенциал к распараллеливанию на GPU, время исполнения может быть уменьшено в десятки раз.

При ручном планировании трассы время, затрачиваемое на поиск оптимального положения электрода, составило от 3 до 15 мин. Время выполнения не отличалось от пункций при помощи роботической системы. При этом точность позиционирования электродов по данным КТ при роботической установке была выше.

• Обсуждение

Изучили 3 основных алгоритма: кластеризации зон РЧА. планирования траектории инструмента, поиск оптимального взаимного положения операционного поля и робота по заданной траектории. Недостатком является зависимость второго алгоритма от результата первого - невозможности определения более одной траектории, если зоны РЧА расположены одна за другой. Предлагаем не пытаться избавиться от зависимости, а использовать ее, модернизировав первый алгоритм. Второй недостаток – последовательное планирование траекторий введения инструментов. Начальные траектории задаются без учета последующих, после чего может возникнуть ситуация, когда новые траектории, зависящие от положения предыдущих, не могут быть установлены. Эту зависимость предлагаем также использовать, как и в первом случае, для переформулировки задачи многокритериальной оптимизации для поиска взаимного положения всех траекторий одновременно. Используя многокритериальную оптимизацию, можно также улучшить предложенные метрики.

Заключение

Помимо точного размещения электродов, для полной абляции опухоли необходимо учитывать многие клинически значимые критерии. Чтобы избавить хирурга от задачи установки электродов вручную и тем самым уменьшить влияние субъективного фактора во время операции, разработаны алгоритмы автоматизированного планирования РЧА, траектории введения инструментов, а также подход к поиску оптимального взаимного положения электродов, операционного поля и робота для заданной траектории.

Экспериментальные результаты показали, что у разработанных алгоритмов есть ряд недостатков, которые не во всех ситуациях позволяют получить решение. Тем не менее при помощи роботизированной системы точность позиционирования электрода возрастает, что потенциально уменьшает вероятность неполной обработки зоны интереса и риск возможного рецидива заболевания. В связи с этим изучаемое направление представляется перспективным. Планируем коррекцию алгоритма и последующее его изучение.

Участие авторов

Першин А.С. – сбор и обработка материала, написание текста.

Климов Д.Д. – сбор и обработка материала, дизайн исследования.

Прохоренко Л.С. – обработка материала, написание текста.

Григорьева Е.В. – обработка и визуализация.

Астахов Д.А. – сбор материала, техническая поддержка.

Тупикин К.А. – написание текста.

Подураев Ю.В. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Раснер П.И. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Панченков Д.Н. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Authors contributions

Pershin A.S. – collecting and processing of material, writing text.

Klimov D.D. - collecting and processing of material, design of the study.

 $\label{eq:prokhorenko L.S.-processing of the material, writing text.$

Grigorieva E.V. – processing and visualization.

Astakhov D.A. – collecting of material, technical support.

Tupikin K.A. – writing text.

Poduraev Yu.V. - concept and design of the study, approval of the article final version.

Rasner P.I. – concept and design of the study, approval of the article final version.

Panchenkov D.N. - concept and design of the study, approval of the article final version.

Список литературы [References]

- Bray F., Ferlay J., Soerjomataram I., Siegel R.L., Torre L.A., Jemal A. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J. Clin.* 2018; 68 (6): 394–424. doi: 10.3322/caac.21492. Erratum in: *CA Cancer J. Clin.* 2020; 70 (4): 313. PMID: 30207593
- Forner A., Reig M., Bruix J. Hepatocellular carcinoma. Lancet. 2018; 391 (10127): 1301–1314. https://doi.org/10.1016/ S0140-6736(18)30010-2
- Konstantinidis I.T., Raoof M., Zheleva V., Lafaro K., Lau C., Fong Y., Lee B. Multivisceral robotic liver surgery: feasible and safe. *J. Robotic Surg.* 2020; 14 (3): 503–507. https://doi.org/10.1007/s11701-019-01017-x
- Berelavichus S., Kriger A., Kaldarov A., Panteleev V., Raevskaya M. Robotic surgery in treatment of retroperitoneal tumors. Comparative single center study. *J. Robotic Surg.* 2021; 15 (3): 363–367. https://doi.org/10.1007/s11701-020-01114-2
- Cho Y.K., Kim J.K., Kim W.T., Chung J.W. Hepatic resection versus radiofrequency ablation for very early stage hepatocellular carcinoma: a Markov model analysis. *Hepatology*. 2010; 51 (4): 1284–1290. https://doi: 10.1002/hep.23466
- Glassberg M.B., Ghosh S., Clymer J.W., Qadeer R.A., Ferko N.C., Sadeghirad B. Microwave ablation compared with radiofrequency ablation for treatment of hepatocellular carcinoma and liver metastases: a systematic review and metaanalysis. *Onco Targets Ther.* 2019; 12: 6407–6438. http://dx.doi.org/10.2147/ott.s204340
- Bailey C.W., Sydnor M.K. Current state of tumor ablation therapies. *Dig. Dis. Sci.* 2019; 64 (4): 951–958. http://dx.doi.org/10.1007/s10620-019-05514-9
- Baegert C., Villard C., Schreck P., Soler L. Multi-criteria trajectory planning for hepatic radiofrequency ablation. *Lecture Notes Comp. Sci.* 2007; 10 (Pt 2): 676–684. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-75759-7 82
- Seitel A., Engel M., Sommer C.M., Radeleff B.A., Essert-Villard C., Baegert C., Fangerau M., Fritzsche K.H., Yung K., Meinzer H.-P., Maier-Hein L. Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Med. Phys.* 2011; 38 (6 Part 1): 3246–3259. http://dx.doi.org/10.1118/1.3590374
- Schumann C., Bieberstein J., Trumm C., Schmidt D., Bruners P., Niethammer M. Fast automatic path proposal computation for hepatic needle placement. *Med. Image 2010: Visualiz Image-*

Guided Procedures Model Proc. SPIE 2010; 7625: 76251J. http://dx.doi.org/10.1117/12.844186

- Prokhorenko L., Klimov D., Vorotnikov A., Mishchenkov D., Poduraev Y. The concept of spatial motion restriction zones in a robot-assisted surgical system. *J. Robotic Surg.* 2022; 16 (2): 445–452. https://doi.org/10.1007/s11701-021-01261-0
- Wang K.F., Pan W., Wang K.F., Wang G.F., Madhava P., Pan H.M., Kong D-X., Liu X.G. Geometric optimization of a mathematical model of radiofrequency ablation in hepatic carcinoma. *Asian Pacific J. Cancer Prev.* 2013; 14 (10): 6151– 6158. http://dx.doi.org/10.7314/apjcp.2013.14.10.6151
- Liu S., Xia Z., Liu J., Xu J., Ren H., Lu T., Yang X. Automatic multiple-needle surgical planning of robotic-assisted microwave coagulation in large liver tumor therapy. *PLoS One*. 2016; 11 (3): e0149482. http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0149482
- Ren H., Campos-Nanez E., Yaniv Z., Banovac F., Abeledo H., Hata N., Cleary K. Treatment planning and image guidance for radiofrequency ablation of large tumors. *IEEE J. Biomed. Health Inform.* 2014; 18 (3): 920–928. http://dx.doi.org/10.1109/jbhi.2013.2287202
- Chen R., Jiang T., Lu F., Wang K., Kong D. Semiautomatic radiofrequency ablation planning based on constrained clustering process for hepatic tumors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2017; 65 (3): 645–657. http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2017.2712161
- Liu P, Qin J., Duan B., Wang Q., Tan X., Zhao B., Libao Jonnathan P., Chui C.-K., Heng P.-A. Overlapping radiofrequency ablation planning and robot-assisted needle insertion for large liver tumors. *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.* 2019; 15 (1): e1952. http://dx.doi.org/10.1002/rcs.1952
- Liang L., Cool D., Kakani N., Wang G., Ding H., Fenster A. Automatic radiofrequency ablation planning for liver tumors with multiple constraints based on set covering. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2019; 39 (5): 1459–1471. http://dx.doi.org/10.1109/tmi.2019.2950947
- Liang L., Cool D., Kakani N., Wang G., Ding H., Fenster A. Development of a multi-objective optimized planning method for microwave liver tumor ablation. *Lecture Notes Comp. Sci.* 2019; 11768: 110–118. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-32254-0_13
- Vorotnikov A., Buinov M.A., Bushuev S.V., Poduraev Y.V., Chunihin A.A. Standard deviation from the average cutting velocity as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements of a doctor for performing surgical operations in maxillofacial surgery. *Int. J. Mech. Eng. Robot. Res.* 2018; 7 (3): 319–323. http://dx.doi.org/10.18178/ijmerr.7.3.319-323
- Lloyd S. Least squares quantization in PCM. *IEEE Transactions* on Information Theory. 1982; 28 (2): 129–137. https://doi.org/10.1109/TIT.1982.1056489.
- Villard C., Soler L., Gangi A. Radiofrequency ablation of hepatic tumors: simulation, planning, and contribution of virtual reality and haptics. *Computer Methods in Biomech. Biomed. Engin.* 2005; 8 (4): 215–227. https://doi.org/10.1080/10255840500289988
- Nelder J.A., Mead R. A simplex method for function minimization. *Computer J*. 1965; 7 (4): 308–313. https://doi.org/10.1093/comjnl/7.4.308
- https://www.slicer.org/ https://www.slicer.org/ 3D Slicer image computing platform. Обновлено 19.02.2024.
- 24. https://www.blender.org/download/ Обновлено 22.05.2018
- 25. 3D-IRCADb (3D Image Reconstruction for Comparison of Algorithms Database) https://www.ircad.fr/research/data-sets/ liver-segmentation-3d-ircadb-01/ Обновлено 2021.

Сведения об авторах [Authors info]

Першин Андрей Сергеевич – лаборант-исследователь лаборатории медико-роботических цифровых технологий НИИ "Технобиомед", ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России.

http://orcid.org/0000-0002-8957-3547. E-mail: andro.pershin@gmail.com

Климов Даниил Дмитриевич – канд. техн. наук, заведующий лабораторией медико-роботических цифровых технологий НИИ "Технобиомед", ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. http://orcid.org/0000-0001-6892-9324. E-mail: daniil.klimov@gmail.com

Прохоренко Леонид Сергеевич – младший научный сотрудник лаборатории медико-роботических цифровых технологий НИИ "Технобиомед", ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России.

http://orcid.org/0000-0002-9411-5655. E-mail: pro.leonid@gmail.com

Григорьева Елена Владимировна – доктор мед. наук, заведующая отделением лучевой диагностики Университетской клиники ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. http://orcid.org/0000-0001-8207-7180. E-mail: iara333@yahoo.com

Астахов Дмитрий Анатольевич – доктор мед. наук, доцент кафедры хирургии и хирургических технологий, заведующий отделением онкологии ΦГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. https://orcid.org/0000-0002-8776-944X. E-mail: kirilltupikin87@gmail.com

Тупикин Кирилл Алексеевич – канд. мед. наук, ассистент кафедры хирургии и хирургических технологий ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. http://orcid.org/0000-0001-5467-0737.

E-mail: kirilltupikin87@gmail.com

Подураев Юрий Викторович – доктор техн. наук, директор НИИ "Технобиомед" ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. https://orcid.org/0000-0002-7585-6466. E-mail: Poduraev-YV@msmsu.ru

Раснер Павел Ильич – доктор мед. наук, главный врач Университетской клиники НОИ Клинической медицины им. Н.А. Семашко ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. https://orcid.org/0000-0001-8383-3507. E-mail: dr.rasner@gmail.com

Панченков Дмитрий Николаевич — доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой хирургии и хирургических технологий, заведующий лабораторией минимально инвазивной хирургии НИИ "Технобиомед", ФГБОУ ВО "Российский университет медицины" Минздрава России. http://orcid.org/0000-0001-8539-4392. E-mail: dnpanchenkov@mail.ru

Для корреспонденции *: Тупикин Кирилл Алексеевич – e-mail: kirilltupikin87@gmail.com

Andrey S. Pershin – Laboratory Research Assistant, Laboratory of Medical and Robotic Digital Technologies, TECHNOBIOMED Research Institute, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0002-8957-3547. E-mail: andro.pershin@gmail.com Daniil D. Klimov – Cand. of Sci. (Techn.), Head of the Laboratory of Medical and Robotic Digital Technologies, TECHNOBIOMED Research Institute, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0001-6892-9324. E-mail: daniil.klimov@gmail.com

Leonid S. Prokhorenko – Laboratory Junior Researcher, Laboratory of Medical and Robotic Digital Technologies, TECHNOBIOMED Research Institute, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0002-9411-5655. E-mail: pro. leonid@gmail.com

Elena V. Grigorieva – Doct. of Sci. (Med.), Head of the Diagnostic Radiology Unit, University Clinic, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0001-8207-7180. E-mail:iara333@yahoo.com

Dmitry A. Astakhov – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor, Department of Surgery and Surgical Technologies, Head of Oncology Unit, Russian University of Medicine. https://orcid.org/0000-0002-8776-944X. E-mail: kirilltupikin87@gmail.com **Kirill A. Tupikin** – Cand. of Sci. (Med.), Assistant, Department of Surgery and Surgical Technologies, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0001-5467-0737. E-mail: kirilltupikin87@gmail.com

Yuri V. Poduraev – Doct. of Sci. (Techn.), Director, TECHNOBIOMED Research Institute, Russian University of Medicine. https://orcid.org/0000-0002-7585-6466. E-mail: Poduraev-YV@msmsu.ru

Pavel I. Rasner - Doct. of Sci. (Med.), Chief Physician of University Clinic, Russian University of Medicine.

https://orcid.org/0000-0001-8383-3507. E-mail: dr.rasner@gmail.com

Dmitry N. Panchenkov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Department of Surgery and Surgical Technologies, Head of Laboratory of Minimally Invasive Surgery, TECHNOBIOMED Research Institute, Russian University of Medicine. http://orcid.org/0000-0001-8539-4392. E-mail: dnpanchenkov@mail.ru

For correspondence *: Kirill A. Tupikin – e-mail: kirilltupikin87@gmail.com

Статья поступила в редакцию журнала 17.12.2023.	Принята к публикации 16.04.2024.
Received 17 December 2023.	Accepted for publication 16 April 2024.