

ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЗАДАЧ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА ПРИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ

Немковский Г.Б., руководитель департамента разработки и внедрения ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД», ассистент кафедры информационных и интернет-технологий Института цифровой медицины ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет)

Дорофеева Е.И., канд. мед. наук, заведующая по клинической работе отделения хирургии новорожденных Института неонатологии и педиатрии ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В.И. Кулакова» Минздрава России

Кузнецов А.Б., заместитель генерального директора по науке ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД», доцент кафедры общей и медицинской генетики МБФ РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России

Беляков В.К., д-р мед. наук, генеральный директор ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»

Работа посвящена исследованию особенностей хирургических вмешательств у неонатальных пациентов и требований, предъявляемых в связи с этими особенностями к оборудованию, основываясь на существующие стандарты, предназначенному для регистрации положения хирургического инструмента. В работе приведены расчеты точности позиционирования хирургического эндоскопа, применяемого при указанных типах вмешательств, а также сформулированы методы увеличения числа контролируемых инструментов. Цель работы – формирование требований к устройству для определения, регистрации и визуализации на трехмерной сцене взаимного расположения хирургического инструмента, применяемого в неонатальной хирургии и пациента с учетом особенностей проведения указанных видов вмешательства и анализа изображений точек и участков хирургического вмешательства.

В статье сформулированы и обоснованы требования к прототипу хирургического манипулятора, предназначенного для контроля положения эндоскопической камеры, применяемой в процессе хирургического вмешательства у неонатальных пациентов с такими пороками, как бронхолегочная секвестрация (BS) и кистозно-аденоматозная мальформация (CCAM).

Ключевые слова: неонатология, хирургическая навигация, контроль положения эндоскопа, информационный контроль, медицинские изображения, врожденные пороки развития легких.

ВВЕДЕНИЕ

Текущий уровень развития хирургии предполагает создание новых технических решений для визуализации органов и систем пациента, а также патологических изменений в них, обуславливающих заболевание. Особое значение это имеет для подготовки и проведения хирургических вмешательств в неонатальном периоде. Современная неонатальная хирургия стремится к проведению минимально инвазивных оперативных вмешательств для кор-

рекции врожденных пороков развития. Предпочтение отдается эндоскопическим хирургическим доступам, которые уже доказали свою эффективность, однако они технически сложны и сопровождаются повышенными интраоперационными рисками [1, 2]. Существующие методы исследования и технологии обработки визуальной информации, включающие применение нейронных сетей для сегментации и реконструкции изображений [3], служат основой для решения технической задачи автоматизированного сопровождения работы хирурга в естественной среде и ус-

ловиях дополненной реальности [4], включая модели цифровых двойников [5].

Врожденные пороки развития легких, такие как бронхолегочная секвестрация (BS) и кистозно-аденоматозная мальформация (CCAM) характеризуются наличием участков ткани аномального кистозного строения разного размера, полноценно не участвующих в дыхании и газообмене, что сопровождается высоким риском дыхательной недостаточности и инфекционных осложнений. Радикальный метод лечения – хирургическое вмешательство по удалению аномальных участков легкого – сопряжено с повышенным риском осложнений на этапах поиска, мобилизации и перевязки одного или нескольких крупных аномальных сосудов, по диаметру не уступающих артериям почек и селезенки. Неосторожная мобилизация и неправильная перевязка чреваты массивными кровотечениями из магистрального сосуда организма, которое сложно купировать при традиционном оперативном вмешательстве, а при эндоскопическом – практически невозможно. В лечении врожденной кистозно-аденоматозной мальформации рекомендованным и признанным объемом хирургической помощи является лобэктомия пораженной доли [1, 2, 5].

Интраоперационная навигация позволит значительно снизить риск осложнений, а при выполнении лобэктомии она существенно сократит время разделения здоровых и патологических участков ткани легкого и облегчит как поиск, так и раздельную перевязку и пересечение элементов корня пораженной доли легкого, особенно в нетипичных анатомических случаях.

Ранее нами были разработаны стандарты сбора, систематизации и сегментации диагностической информации для использования в системах автоматизированного анализа трехмерного изображения и хирургической навигации при пороках развития легких и почек у новорожденных детей. Также нами были проведены работы по сегментации серий диагностических изображений в соответствии с разработанными стандартами [9, 10].

При выборе варианта решения для контроля положения хирургического инструмента в пространстве мы столкнулись с неожиданными проблемами: все современные доступные или описанные системы контроля положения хирургического инструмента либо узкоспециализированы и направлены на работу с отдельными и хорошо зафиксированными частями тела (голова, позвоночник, суставы), либо не могут быть вписаны в неонатальную операционную в силу своих размеров, либо используют неоправданные в неонатальной хирургии методы контроля (например, интраоперационные томографические комплексы). В свою очередь, методы исключительно визуального контроля неприменимы в силу малых размеров пациента и особенностей размещения пациента на хирургическом столе. Эти же причины послужили основанием для поиска решения, кото-

рое позволило бы освободить ассистирующего хирурга от необходимости постоянно удерживать камеру эндоскопа.

Опыт разработки интеллектуальных систем для применения в медицине показал их эффективность в принятии сложных многокомпонентных решений [6–8]. Таким образом, при построении системы интраоперационного контроля хирургического инструмента для проведения эндоскопических операций у неонатальных пациентов с врожденными пороками развития легких, мы решали задачу создания прототипа манипулятора, который позволит удерживать камеру эндоскопа, контролировать и записывать положение эндоскопа в ходе проведения хирургического вмешательства.

Основной целью данной работы было определение метода контроля положения хирургического инструмента для создания прототипа манипулятора.

МЕТОДЫ

Работа выполнена в рамках исследования «Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде» [9], проводимого на базе ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России. Технологический партнер ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД».

Проектирование и изготовление прототипа манипулятора выполнено ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД».

Программное обеспечение прототипа манипулятора разработано на языке Python.

Зажим манипулятора предназначен для видеоголовки Karl Storz Image 1.

Прототип манипулятора установлен и протестирован в отделении хирургии новорожденных ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Современные технологии предлагают ряд возможностей в помощи клиницисту для точного выполнения хирургических манипуляций. Известны как готовые и клинически апробированные комплексы, так и частные экспериментальные разработки групп специалистов, применяемые в клинических исследованиях.

Наиболее распространенным методом интраоперационного слежения за линейным инструментом является ультразвуковая навигация. Ее применяют при выполнении пункций объемных образований различной локализации, при условии их непосредственной близости к поверхно-

сти тела. Ограничения применения этого метода – прямое следствие его особенностей: ультразвук дает только двумерную визуализацию органа и патологического очага, а газовая среда, являющаяся основой создания манипуляционного пространства в эндоскопической хирургии, ограничивает распространение ультразвуковой волны и препятствует визуализации. Таким образом, возможностей ультразвукового способа навигации недостаточно для осуществления хирургической помощи детям с врожденными пороками развития внутренних органов.

Особенно распространены системы стереотаксического слежения за инструментом. Основа работы данного метода – принцип фиксации помещенной в электромагнитное поле мишени, где подвижным в системе является инструмент, который передвигается относительно патологического очага. Предоперационные изображения патологического очага в тканях и органах пациента «совмещаются» на экране с изображением пациента. Данный тип интраоперационной навигации представлен рядом промышленных образцов компаний производителей медицинского оборудования: Medtronic's StealthStation, Brainlab's Curve system и Sonowand Invite, Covidien's superDimension, Karl Storz' NBU system, Siemens's Orbic system, Zimmer и другие. В настоящее время большинство оперативных вмешательств у новорожденных детей проводят с применением эндоскопических доступов, но по результатам анализа современной литературы нам не удалось встретить данных об использовании стереотаксической навигации при эндоскопических операциях у пациентов неонатального возраста.

Спектр врожденных пороков развития, требующих хирургической коррекции в неонатальном периоде, достаточно обширен, от непроходимости пищеварительного тракта на разном уровне до объемных образований различной локализации и происхождения. Однако рассмотренные выше методы не могут быть адаптированы к нуждам неонатальной хирургии в силу ряда причин, и прежде всего в связи с отсутствием мишени для воздействия точечного инструмента – зонда, пальпатора, деструктора. Операции по коррекции врожденного порока развития в большинстве своем носят реконструктивный характер, нацелены на восстановление функции органа, выполняются с максимальной осторожностью во избежание травмирования органа-мишени и соседних структур.

Одной из основных особенностей проведения хирургических вмешательств в неонатальном возрасте является малый размер пациента, рост и вес которого в норме не превышает 606 мм/6600 г у мальчиков и 590 мм/6200 г у девочек соответственно. Необходимо также понимать, что, специализируясь на врожденных пороках развития, неонатальный хирург редко имеет дело с крупными детьми, и рост пациента зачастую не достигает 500 мм.

Стандартный хирургический стол, применяемый в неонатальной хирургии, обычно имеет размеры рабочей поверхности 500 × 700 мм. В зависимости от плана вмешательства размещение неонатального пациента на столе может производиться разными способами. Зачастую пациент укладывается вдоль короткой стороны стола (рис. 1) или под углом 45 градусов.

После размещения на столе и подключения к оперативной аппаратуре, пациент фиксируется стреч-пленкой и закрывается простынями (рис. 1).



Рис. 1. Размещение, подготовка и процесс хирургического вмешательства у неонатального пациента

По завершении подготовки к вмешательству, у пациента открытым остается операционное поле, размер которого составляет примерно 10 × 10 см. Далее, к хирургическому столу перемещаются эндоскопическая стойка, пост операционной сестры и пост анестезиолога.

Ввиду ограниченности места, ассистент хирурга, выполняющий в ходе вмешательства задачу удержания и изменения положения эндоскопа, вынужден располагаться у операционного стола в позиции, которую позволит занять размещение пациента (рис. 1).

Таким образом, интраоперационное использование комплексов хирургической навигации в неонатальной хирургии врожденных пороков легких налагает ряд существенных ограничений, обуславливающих ряд специфических требований к оборудованию, применяемому в ходе вмешательства. На основании вышеизложенного нами были сформулированы следующие требования к разрабатываемому прототипу манипулятора:

- аппаратное решение должно содержать минимальное достаточное число сочленений различной степени подвижности с установленными в них отдельными модулями, определяющими текущее положение сочленения (энкодерами) и работающего в паре с управляющим модулем;

- в зависимости от конфигурации операционной, могут быть предусмотрены различные компоновки и способы крепления (расположения) манипулятора. Оптимальным мог бы быть вариант потолочного крепления, но для прототипа следует рассмотреть крепление к столу или напольную установку;
- манипулятор должен обеспечивать возможность смены зажима видеоголовки эндоскопа. В нашем распоряжении имелся набор эндоскопических инструментов производства Karl Storz с видеоголовкой типа Image 1 NX;
- сочленения манипулятора должны быть оснащены тормозными системами, позволяющими фиксировать положение рычагов манипулятора;
- каждое сочленение манипулятора должно быть оснащено устройством, определяющим положение этого сочленения во всех доступных сочленению степенях свободы.

Нами был сконструирован и произведен прототип манипулятора (рис. 2), имеющий 6 действующих степеней свободы. Поворотная рама служит для имитации потолочного крепления манипулятора и оснащена отдельным тормозным устройством. Изменение положения поворотной рамы после размещения пациента не предусмотрено. Привязка манипулятора к хирургическому столу производится после фиксации поворотной рамы в положении, подходящем для вмешательства. Система противовесов позволяет добиться плавного и легкого управления прототипом манипулятора. В конструкторском прототипе предусмотрена возможность перестановки шкивов вращения первых двух рычагов для подбора оптимальных сочетаний габаритных характеристик рычагов.

Нашей первой задачей стало определение положения конечного сочленения относительно нулевой точки. Математически, решение сводится к задаче суммирования векторов в трехмерном пространстве. Именно такими векторами могут представлены все части конструкции ма-

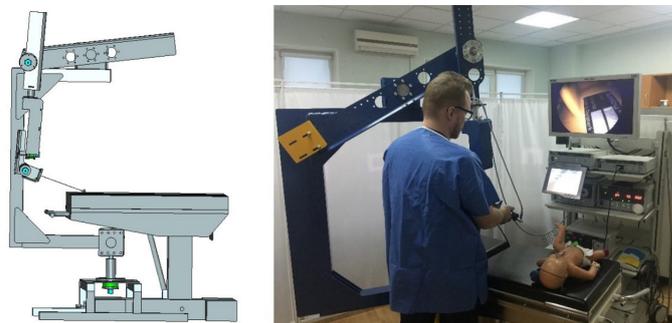


Рис. 2. Визуализация и кинетическая модель манипулятора

нипулятора. Таким образом, вся конструкция может быть представлена в виде системы векторов. Поскольку каждый элемент конструкции имеет не более трех степеней свободы и для каждого элемента конструкции количество степеней свободы и диапазоны движения известны заранее, можно считать, что изменения углов отклонения от осей x, y (при доступности данных степеней свободы) соответствует отклонению штифта сочленения от нулевого (центрального) положения. Изменение угла отклонения по оси z соответствует повороту составной части манипулятора вокруг своей оси [11].

При этом угол поворота вокруг своей оси предыдущей составной части манипулятора будет служить поворотной поправкой для направления вектора следующей составной части манипуляционного блока, т.е. вектор следующего манипуляционного блока будет получен в результате умножения вектора направления, полученного от управляющего компьютера на матрицу поворота вида:

$$M(\hat{v}, \theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta + (1 - \cos\theta)x^2 & (1 - \cos\theta)xy - (\sin\theta)z & (1 - \cos\theta)xz + (\sin\theta)y \\ (1 - \cos\theta)yx + (\sin\theta)z & \cos\theta + (1 - \cos\theta)y^2 & (1 - \cos\theta)yz - (\sin\theta)x \\ (1 - \cos\theta)zx - (\sin\theta)y & (1 - \cos\theta)zy + (\sin\theta)x & \cos\theta + (1 - \cos\theta)z^2 \end{pmatrix}. \quad (1)$$

где $\hat{v} = (x, y, z)$ – нормализованный вектор оси вращения, полученный от ПО управляющего компьютера манипулятора, а θ – угол поворота.

Таблица 1

Фактические размеры рычагов тестового манипулятора

№ пп	НАИМЕНОВАНИЕ	ОСИ ВРАЩЕНИЯ	ЗНАЧЕНИЕ (мм)	ОБЩАЯ ДЛИНА РЫЧАГА
1	Рычаг 1 (плечевой рычаг манипулятора)	X	395,2	1701,4
2	Рычаг 2 («Локоть» манипулятора)	Y, Z	698,5	1306,2
3	Рычаг 3 («Кисть» манипулятора от X до Y)	X	100,6	607,7
4	Рычаг 3 («Кисть» манипулятора от Y до зажима видеорегистратора)	Y	97,3	507,1
5	Зажим видеорегистратора с камерой Carl Storz Image 1 NX	Z	159,7	409,8
6	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°	-	250,1	250,1

Таким образом, в общем виде, вектор, соответствующий положению хирургического инструмента, зафиксированного в зажиме манипулятора, вычисляется согласно формуле:

$$v_{instr} = L_{instr} \sum_{i=1}^n L_i * \hat{v}_i * M(\hat{v}_{i-1}, \theta_{i-1}), \quad (2)$$

где v_{instr} – вектор положения хирургического инструмента, L_i – линейный размер, \hat{v}_i – нормализованный вектор оси вращения, θ_i – угол поворота каждой составной части манипулятора. $\theta_0 = 0, \hat{v}_0 = (0,0,0)$.

Линейные размеры составных частей прототипа манипулятора (от центра вращения до центра вращения) приведены в табл. 1.

Измерения линейных размеров производились средствами измерения с точностью $\pm 0,05$ мм.

Абсолютная погрешность позиционирования манипулятора (помимо погрешностей изготовления и люфтов) будет зависеть от точности энкодеров, примененных в каждом из сочленений. Так, для сочленения с 1 степенью свободы при применении поворотных энкодеров с абсолютной погрешностью $\pm \alpha$ и длиной рычага a линейная погрешность одного сочленения с осями вращения X и Y составит $\Delta M = \pm(\sum_{i=1}^n \Delta a_i + \sin \alpha * \sum_{i=1}^n a_i)$.

Соответственно, оценка сверху совокупной абсолютной линейной погрешности системы из n сочленений составит:

где a_i – полная длина рычага, Δa_i – погрешность измерения длины рычага. В тестовом образце первоначально нами были использованы энкодеры, дающие 800 импульсов на оборот, погрешность этих энкодеров составляла $\Delta enc = \pm \frac{360}{1600} = 0,225^\circ$.

Совокупная абсолютная линейная погрешность для тестового манипулятора с размерами согласно табл. 1 составит $\Delta M \approx \pm 16,37$ мм.

Такая погрешность приемлема для проверки работоспособности вычислительной части программного обеспечения. Для полноценных испытаний прибора мы заменили энкодеры на прецизионные с заявленной точностью $\pm 30''$ ($1,45 \times 10^{-4}$ рад). Оценка сверху погрешности для прибора с данными энкодерами составила $\Delta M \approx \pm 0,361$ (мм).

Разумеется, говорить о полноценном контроле событий в операционном поле можно только в случае осуществления трекинга не только инструмента (эндоскопа), зафиксированного в манипуляторе, но и прочих инструментах, находящихся в операционном поле. Поэтому нами был проработан вопрос дополнения кинетической системы контроля визуальной составляющей с использованием стереокамер.

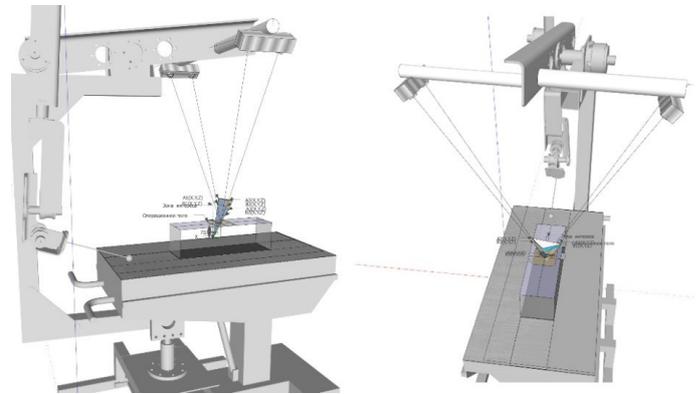


Рис. 3. Дополнение системы контроля стереокамерами

Схема координат и расположение точек наблюдения за инструментом представлена на рис. 3.

Пример расположения инструментов в операционном поле показан на рис. 4.

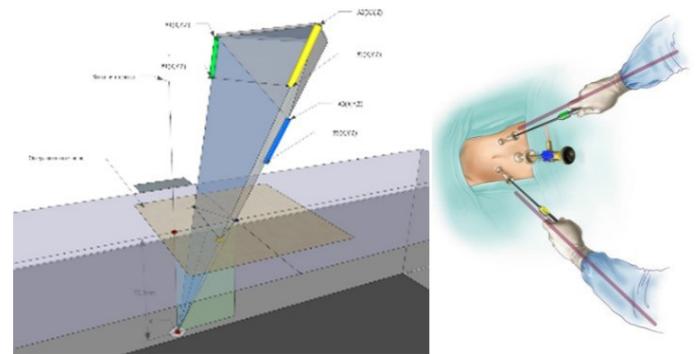


Рис. 4. Пример расположения инструментов в операционном поле

На рис. 5 показана схема видимости точек A(A_X, A_Y, A_Z) и B(B_X, B_Y, B_Z) инструмента в матрицах камер 1 и 2.

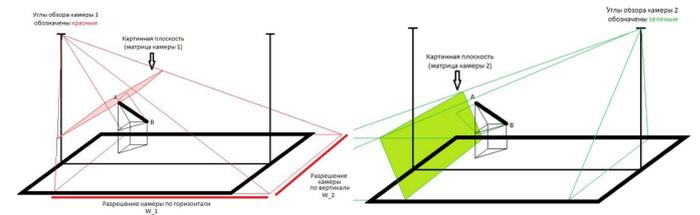


Рис. 5. Схема видимости точек A и B инструмента в матрицах камер 1 и 2

Примем пиксели камеры как квадратные, а угол обзора камеры как угол в горизонтальной плоскости.

Обозначим номер пикселя, в котором мы определили точку A:

для камеры 1 $A_{W_{C_1}}$ – по горизонтали, $A_{H_{C_1}}$ – по вертикали;

для камеры 2 $A_{W_{C_2}}$ – по горизонтали, $A_{H_{C_2}}$ – по вертикали.

Обозначим номер пикселя, в котором мы определили точку В:

для камеры 1 $B_{W_{C_1}}$ – по горизонтали, $B_{H_{C_1}}$ – по вертикали;

для камеры 2 $B_{W_{C_2}}$ – по горизонтали, $B_{H_{C_2}}$ – по вертикали.

Также нам известны конструктивные углы установки камер 1 и 2 относительно стола.

Предположим, что конструктивно мы можем добиться установку одной камеры относительно другой ровно по оси X ($\Psi = 0$) и без крена ($\Gamma = 0$), предполагается возможность независимой настройки вертикальных углов установки камер 1 и 2. Это необходимо для регулировки объема отслеживаемой зоны интереса. Обозначим вертикальные углы, соответственно, для камеры 1 и для камеры 2.

Таким образом, нам известны конструктивные параметры системы H, L, D , известны номера пикселей по вертикали и по горизонтали для наблюдаемого инструмента с обеих камер:

■ для точки А: $A_{W_{C_1}}, A_{H_{C_1}}, A_{W_{C_2}}, A_{H_{C_2}}$;

■ для точки В: $B_{W_{C_1}}, B_{H_{C_1}}, B_{W_{C_2}}, B_{H_{C_2}}$.

Известны параметры разрешения матриц камер по горизонтали и вертикали: W_C и H_C – соответственно.

Известен оптический угол камеры по горизонтали: A_W .

Требуется выразить через известные величины координаты точек А и В в системе координат XYZ стола:

■ A_X, A_Y, A_Z ;

■ B_X, B_Y, B_Z .

Произведя вычисления, получим финальные аналитические формулы для искомых величин – координат в прямоугольной связанной с операционным столом системе координат точек: $A = \{A_X, A_Y, A_Z\}$, $B = \{B_X, B_Y, B_Z\}$

Точка А:

$$\left\{ \begin{array}{l} A_X = \frac{L \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{2A_{XY}}) \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{1A_{XY}})}{\left(1 + \frac{\operatorname{tg}(\alpha_{2A_{XY}})}{\operatorname{tg}(\alpha_{1A_{XY}})}\right)}, \\ A_Y = H - \frac{L \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{2A_{XY}}) \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{1A_{XY}})}{\left(\operatorname{tg}(\alpha_{1A_{XY}}) + \operatorname{tg}(\alpha_{2A_{XY}})\right)}, \\ A_Z = D - \operatorname{tg}(\beta_{A_{C_1}}) \cdot \sqrt{A_Y^2 + A_X^2} \end{array} \right. \quad (4)$$

Точка В:

$$\left\{ \begin{array}{l} B_X = \frac{L \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{2B_{XY}}) \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{1B_{XY}})}{\left(1 + \frac{\operatorname{tg}(\alpha_{2B_{XY}})}{\operatorname{tg}(\alpha_{1B_{XY}})}\right)}, \\ B_Y = H - \frac{L \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{2B_{XY}}) \cdot \operatorname{tg}(\alpha_{1B_{XY}})}{\left(\operatorname{tg}(\alpha_{1B_{XY}}) + \operatorname{tg}(\alpha_{2B_{XY}})\right)}, \\ B_Z = D - \operatorname{tg}(\beta_{B_{C_1}}) \cdot \sqrt{B_Y^2 + B_X^2} \end{array} \right. \quad (5)$$

Выведем аналитическую формулу оценки точности. Оценка будет проводиться для одной камеры, квадратной площадки с заданной стороной А и следующих параметров:

- А – сторона площадки наблюдения;
- В – размер стороны матрицы в пикселях (матрица квадратная);
- Н – высота крепления матрицы.

Для упрощения будем считать, что камера расположена строго вертикально над наблюдаемой площадкой. Для проведения оценки угол расположения матрицы относительно площадки наблюдения не принципиален.

Схема определения размеров наблюдаемых «кусочков» через проекционную плоскость матрицы камеры представлена на рис. 6.

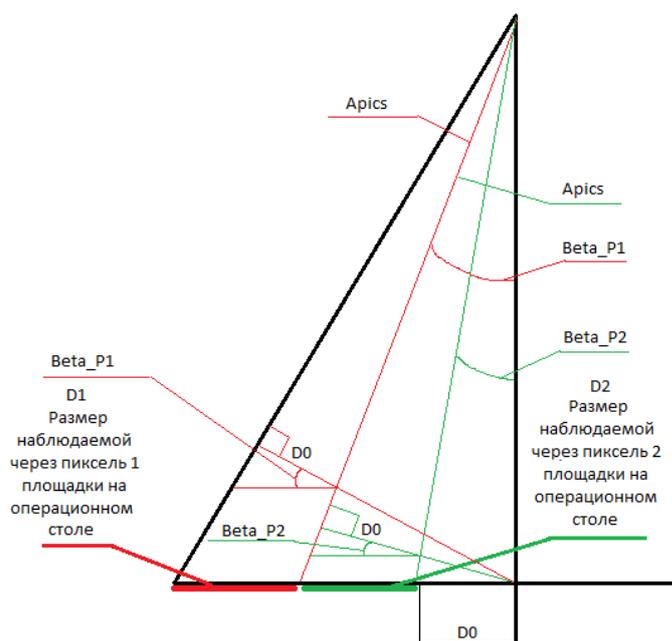


Рис. 6. Определение размеров наблюдаемых объектов

Обозначения на рис. 6:

- A_{pics} – угловой размер пикселя матрицы камеры;
- $\text{Beta}_{p_i} (\beta_{p_i})$ – угол от центра матрицы до одного из лучей угла, под которым происходит наблюдение через пиксель проекционной матрицы на объект;
- D_i – линейные размеры наблюдаемой через этот пиксель проекции чего бы то ни было на проекционную плоскость матрицы камеры;
- i – номер пикселя от центра матрицы к краю.

Заметим, что для D_0 – одна из сторон прямоугольного треугольника, образованного углом A_{pics} и D_0 будет высота H . Тогда определим D_0 :

$$\text{tg}(A_{\text{pics}}) = \frac{D_0}{H}, \text{ или } D_0 = \text{tg}(A_{\text{pics}}) * H. \quad (6)$$

Заметим, что D_0 для всех последующих пикселей будет являться катетом в прямоугольном треугольнике, образованном D_0 и искомой величиной D_i .

$$\text{Вычислим } D_i: \beta_{p_i} = A_{\text{pics}} * i; \cos(\beta_{p_i}) = \frac{D_0}{D_i}; D_i = \frac{D_0}{\cos(\beta_{p_i})}.$$

Таким образом, достаточно один раз последовательно найти все метрические размеры для каждого пикселя матрицы для заданной высоты H перед началом работы (мы предполагаем, что во время работы параметры H, A, B изменяться не будут).

Суммарный угол обзора камеры $\text{Alfa} (\alpha)$ получается из линейных заданных размеров зоны наблюдения:

$$\text{tg}\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{A}{H}, \quad (7)$$

следовательно

$$\alpha = 2 * \arctg\left(\frac{A}{2H}\right). \quad (8)$$

Также заметим, что для D_N (последнего пикселя) угол, тогда и с учетом (6)–(8):

$$D_N = \frac{D_0}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}; \quad (9)$$

$$D_N = H * \frac{\text{tg}(A_{\text{pics}})}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}.$$

Или, если в текущих обозначениях учесть, что

$$A_{\text{pics}} = \frac{\alpha}{B}: D_N = H * \frac{\text{tg}\left(\frac{\alpha}{B}\right)}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}.$$

Численная оценка исходя из предполагаемых параметров использования системы:

Выберем некоторые произвольные значения параметров (но сравнимые с предполагаемыми параметрами реальной системы) для проведения оценки:

$A = 0,5$ м – сторона площадки наблюдения.

$B = 1500$ пикс – размер стороны матрицы в пикселях (матрица квадратная).

$H = 2$ м – высота крепления матрицы.

Подставив числовые значения, получим

$$D_N = 2 * \frac{\text{tg}\left(2 * \frac{\arctg\left(\frac{0,5}{(2*2)}\right)}{1500}\right)}{\cos\left(\arctg\left(\frac{0,5}{(2*2)}\right)\right)} \approx 0,00033 \text{ (м)}.$$

Таким образом, самый «неточный» пиксель при заданных параметрах будет иметь линейные размеры на операционном столе примерно 0,00033 м, или 0,33 мм.

С учетом погрешности позиционирования (межпиксельный сдвиг точки) на матрице следует брать ошибку равную удвоенному пикселю, т.е. ошибка, которая пойдет на вход математической модели восстановления позиции будет равна.

ВЫВОДЫ

В работе над данной задачей нами была показана практическая достижимость построения хирургического манипулятора на выбранных нами принципах, позволяющего регистрировать положение хирургического эндоскопа в ходе эндоскопических вмешательств у пациентов neonatalного возраста.

Кроме того, мы показали возможность дополнения данной системы компонентом видеонаблюдения, что, в свою очередь, позволит контролировать в ходе вмешательства не только собственно эндоскоп, но и дополнительные инструменты, применяемые в ходе вмешательства.

Так как при расчетах никак не учитывались данные о расстоянии между маркерами на инструменте, то это открывает возможности для маркировки различных инструментов через задание разного расстояния между маркерами A и B .

Используя данные о предполагаемой ошибке и включив двойное резервирование для позиционирования маркеров для случая распознавания типа инструмента, мы можем рассчитать примерное количество распознаваемых

системой инструментов. Для одновременно использования нескольких инструментов в поле наблюдения необходимо разделить маркеры А и В по цветовым группам. Например, для 3-х инструментов использовать три пары А и В, таких что:

A_1, B_1 – зеленые оттенки.

A_2, B_2 – красные оттенки.

A_3, B_3 – синие оттенки.

Предел разбиения по цветам будет зависеть от цветовой чувствительности матриц камер. Предварительно, для 8-ми битного цвета можно предположить уверенное определение и различение не менее 3-х инструментов в поле зрения системы.

В настоящее время планируется дальнейшее развитие системы с проведением исследований в части построения математической модели изменений трехмерной модели пациента в соответствии внутренними (дыхание, сердцебиение) и внешними (манипуляции хирургов) изменениями, наблюдаемыми в ходе вмешательства.

Список использованных источников и литературы

1. Исаков Ю.Ф., Володин Н.Н., Гераськин А.В. Неонатальная хирургия. – М.: Династия, 2011. – 680 с.
2. Разумовский А.Ю., Мокрушина О.Г. Эндохирургические операции у новорожденных. – М.: МИА, 2015. – 344 с.
3. Чайка К.В., Шестопалов Р.П. Оценивание качества обучения нейросетевых алгоритмов обработки информации // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. 2021. № 2 (60). С. 17–26.
4. Polites S.F. et al. Thoracoscopic Vs open resection of congenital cystic lung disease-utilization and outcomes in 1120 children in the United States // Journal of pediatric surgery. 2016. Т. 51. No 7. Pp. 1101–1105.
5. Бурый А.С. Цифровые двойники как основа парадигмы развития прикладных информационных систем // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. 2022. № 6 (70). С. 24–32.
6. Taghizadeh A. Pediatric Urology: Contemporary Strategies from Fetal Life to Adolescence. Verlag Mailand: Springer. 2015. 402 p.
7. Емелин И.В., Зингерман Б.В., Лебедев Г.С. О стандартизации структуры электронных медицинских данных // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2010. Т. 8, № 12. С. 18–24.
8. Lebedev G., Klimenko H., Kachkovskiy S., Konushin V., Ryabkov I., Gromov A. Application of artificial intelligence methods to recognize pathologies on medical images // Procedia Computer Science. 2018. Vol. 126. Pp. 1171–1177. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.055>
9. Dorofeeva E.I., Tumanova U.N., Degtyarev D.N. [et al.] Features of the diagnostic information processing for congenital lung malformations in newborns for the automated analysis and surgical navigation Systems // Procedia Computer Science, Belgrade, 03–05 sep. 2018 year. Vol. 126. – Belgrade: Elsevier B.V., 2018. Pp. 1178–1186. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.058>. 2018
10. Podurovskaya Y.L., Balashov I.S., Bychenko V.G. [et al.] The original technique of the collection and adaptation different types of diagnostic information for congenital urinary malformations in newborns for the systems of automated analysis of three-dimensional images and surgical navigation // Procedia Computer Science. 2018. Vol. 126. Pp. 1216–1223.
11. Tack P. et al. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review // Biomedical engineering online. 2016. Т. 15, No 1. Pp. 1–21

INFORMATION PROVISION FOR THE TASKS OF POSITIONING A SURGICAL INSTRUMENT DURING ENDOSCOPIC INTERVENTIONS

Nemkovskiy G.B., Head of R&D, WESTTRADE LTD, Assistant professor of Department of Informational and Internet Technologies I. M. Sechenov First Moscow State Medical University Ministry of Healthcare of the Russian Federation

Dorofeeva E.I., Ph.D.(Medicine), Head of Clinical Work, Department of Neonatal Surgery, FSBI «National Medical Research Center for Obstetrics, Gynecology and Perinatology named after Academician V.I. Kulakov» Ministry of Healthcare of the Russian Federation

Kuznetsov A.B., Deputy CEO for Science, WESTTRADE LTD, Moscow, Russia; Associate Professor, Department of General and Medical Genetics MBF RNIMU named after. N.I. Pirogov of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation

Belyakov V. K., D.Sc. (Medicine), CEO WESTTRADE LTD

This work outlines pivotal features of surgical interventions in neonatal patients and requirements imposed on the equipment designed to track the position of the surgical instrument during such interventions. This paper presents accuracy calculations for a surgical endoscope positioning during these types of interventions, and formulates possible methods for increasing the number of controlled instruments.

The main goal of this paper is to formulate requirements for an instrument capable of three-dimensional identification, registration and visualization of a relative position of a patient and surgical instrument used in neonatal surgery, taking into account the specifics of these types of intervention. This paper outlines and justifies the requirements for a surgical manipulator prototype for controlling the position of the endoscopic camera used during surgical intervention in patients with such conditions as bronchopulmonary sequestration (BS) and cystic adenomatous malformation (CCAM).

Keywords: neonatology, surgical navigation, endoscope position tracking, information control, medical imaging, congenital lung malformations.

References

1. Isakov U.F., Volodin N.N., Geraskin A.V. ed. Neonatal surgery. Moscow: Dynasty Publ., 2011. 680 p.
2. Razumovsky A.Yu., Mokrushina O.G. Endosurgical operations in newborns. Moscow: MIA Publ., 2015. 344 p.
3. Chajka K.V., Shestopalov R.P. Ocenivanie kachestva obucheniya nejrosetevykh algoritmov obrabotki informacii. Informacionno-ekonomicheskie aspekty standartizacii i tekhnicheskogo regulirovaniya. 2021, No 2 (60), Pp. 17–26.
4. Polites S.F. et al. Thoracoscopic Vs open resection of congenital cystic lung disease-utilization and outcomes in 1120 children in the United States. Journal of pediatric surgery, 2016, vol. 51, No. 7, Pp. 1101–1105.
5. Buryi A.S. Cifrovye dvojniki kak osnova paradigmy razvitiya prikladnykh informacionnykh sistem. Informacionno-ekonomicheskie aspekty standartizacii i tekhnicheskogo regulirovaniya, 2022, No 6 (70), Pp. 24–32.
6. Taghizadeh A. Pediatric Urology: Contemporary Strategies from Fetal Life to Adolescence. Verlag Mailand: Springer, 2015. 402 p.
7. Emelin I.V., Zingerman B.V., Lebedev G.S. About structure of electronic health data standardization. Journal Information-measuring and Control Systems, 2010, vol 8, No 12, Pp. 18–24.

8. Lebedev G., Klimenko H., Kachkovskiy S., Konushin V., Ryabkov I., Gromov A. Application of artificial intelligence methods to recognize pathologies on medical images // *Procedia Computer Science*, 2018, Vol. 126, Pp. 1171–1177. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.055>
9. Dorofeeva E.I., Tumanova U.N., Degtyarev D.N. [et al.] Features of the diagnostic information processing for congenital lung malformations in newborns for the automated analysis and surgical navigation Systems. *Procedia Computer Science*, Belgrade, 03–05 sep. 2018 year. Belgrade: Elsevier B.V., 2018, vol. 126, Pp. 1178–1186. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.058>. 2018
10. Podurovskaya Y.L., Balashov I.S., Bychenko V.G. [et al.] The original technique of the collection and adaptation different types of diagnostic information for congenital urinary malformations in newborns for the systems of automated analysis of three-dimensional images and surgical navigation. *Procedia Computer Science*. 2018, vol. 126, Pp. 1216–1223.
11. Tack P. et al. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomedical engineering online*. 2016, vol. 15, No 1, Pp. 1–21.