

ДОСТОВЕРНАЯ БИОМЕТРИЧЕСКАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ В АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ СИСТЕМАХ КОНТРОЛЯ ДОСТУПА

Ловцов Д.А., Карпов Д.С., Раковенко А.А.*

Ключевые слова: биометрическая идентификация, технология, методы, алгоритмы, трассировка, рисунок сосудов ладони, достоверность, точность, надежность, информация.

Аннотация.

Цель: совершенствование научно-методической базы теории биометрической идентификации субъектов в автоматизированных системах контроля доступа.

Методы: системного анализа, трассировки, вычислительной математики и компьютерной графики.

Результаты: формализована постановка задачи достоверной биометрической идентификации на основе распознавания сосудистого рисунка ладони субъекта; разработан комплекс алгоритмов выделения рисунка сосудов ладони на основе перспективных методов трассировки, что обеспечивает повышенную точность измерения диаметра сосудов и извлечение информации о каждом сосуде. Приведены результаты натурно-имитационного моделирования.

DOI: 10.21681/1994-1404-2021-2-48-58

Введение

Совершенствование технологий распознавания (идентификации и аутентификации), реализуемых в современных автоматизированных системах контроля доступа (АСКД) и полномочий субъектов (персонала, клиентов, пассажиров, пользователей и др.), связано главным образом с обеспечением их *достоверности* при ограничениях на *оперативность* и *ресурсоёмкость*. Требование к АСКД по достоверности идентификации заключается в том, чтобы система крайне редко отказывала в доступе легитимным субъектам и в то же время практически полностью исключала несанкционированное проникновение.

В этом отношении наиболее эффективны *биометрические технологии* распознавания, использующие сравнение физиологических или психологических особенностей субъектов с их эталонными биометрическими

характеристиками (отпечатки пальцев, геометрия рук, фонограммы голосов и др.), хранящимися в информационной базе АСКД в электронно-цифровой форме, поскольку, *во-первых*, в отличие от паролей и карточек, биометрическую информацию нельзя забыть или потерять (если только вместе с её носителем), а, *во-вторых*, для предъявления такой информации требуется физическое присутствие её носителя, т. е. самого субъекта [8].

Исторически, в частности, в рамках криминалистики более основательно разработана технология биометрической идентификации (ТБИ) на основе анализа отпечатков пальцев¹. Отпечаток пальца образуют так называемые папиллярные линии на гребешковых выступах кожи, разделённых бороздками. Из этих линий складываются сложные узоры (дуговые, петлевые, за-

¹ ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-2-2005. Автоматическая идентификация. Идентификация биометрическая. Форматы обмена биометрическими данными. Ч. 2. Данные изображения отпечатка пальца — контрольные точки. М.: Стандарты, 2006. 38 с.

* **Ловцов Дмитрий Анатольевич**, доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки Российской Федерации, заместитель по научной работе директора Института точной механики и вычислительной техники им. С. А. Лебедева Российской академии наук, заведующий кафедрой информационного права, информатики и математики Российского государственного университета правосудия, г. Москва, Российская Федерация.
E-mail: dal-1206@mail.ru

Карпов Дмитрий Сергеевич, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры АСУ Военной академии ракетных войск стратегического назначения имени Петра Великого, г. Москва, Российская Федерация.
E-mail: kds-zn@mail.ru

Раковенко Андрей Анатольевич, кандидат технических наук, заместитель начальника кафедры АСУ Военной академии ракетных войск стратегического назначения имени Петра Великого, г. Москва, Российская Федерация.
E-mail: gonza028@yandex.ru

витковые), которые обладают свойствами индивидуальности и неповторимости, что позволяет достаточно верно идентифицировать личность. Преимуществами ТБИ по отпечатку пальца являются также оперативность, простота использования и удобство. Однако дактилоскопическая (от греч. *δάκτυλος* — палец) идентификация имеет и свои недостатки. Так, приблизительно у 1—2% людей отпечатки пальцев имеют плохое качество². Люди, занятые физическим трудом, получают во время работы многочисленные мелкие травмы, верхний слой кожи рук может быть поврежден, что создает определённые трудности при сравнении отпечатков. Отпечаток может также деформироваться при большой влажности и под воздействием ряда других внешних факторов. В связи с этим выполнение жестких требований по *оперативности* (производительности) работы алгоритмов, характерных для общегражданских приложений, в настоящее время остается трудно разрешимой задачей [3,11].

Технология идентификации на основе распознавания сосудистого рисунка ладони

Перспективным направлением обеспечения (повышения) достоверности биометрической идентификации является применение технологии *распознавания рисунка сосудов ладони* (РПСЛ). Технология РПСЛ основана на уникальности рисунка кровеносных сосудов для каждого человека и обладает по сравнению с другими биометрическими технологиями такими преимуществами, как высокая *надежность*, высокая *устойчивость* РПСЛ к внешним условиям среды, низкий *уровень ошибок* 1 и 2 рода, низкая *стоимость* реализации. Средства идентификации на основе РПСЛ ввиду малых размеров датчиков и неприхотливости к условиям окружающей среды могут быть легко интегрированы в современные АСКД для управления физическим доступом и разграничения доступа к ресурсам существующих эргасистем [6, 7].

Технология РПСЛ использует инфракрасные камеры для сканирования рисунка сосудов тыльной стороны ладони. Инфракрасные лучи камеры освещают тыльную сторону ладони, обедненный кислородом гемоглобин в крови сосудов поглощает инфракрасные лучи, что позволяет отображать сосуды ладони на инфракрасном изображении. В процессе обработки инфракрасного изображения сосуда формируется *биометрический идентификатор*. Биометрический идентификатор сравнивается с предварительно зарегистрированными эталонными идентификаторами, хранимыми в *базе данных идентификаторов* (БДИ) с целью подтверждения подлинности субъекта [12, 13].

Основными этапами формирования биометрического идентификатора являются: фильтрация инфракрасного изображения рисунка сосудов ладони; выделение рисунка сосудов ладони и расчет признаков рисунка сосудов; выбор эффективных признаков; фор-

мирование биометрического идентификатора с использованием эффективных признаков.

Сложности выделения рисунка сосудов связаны с тем, что локальный уровень контрастности сосуда может слабо отличаться от фона; ширина сосудов может варьироваться в больших пределах (сосудистая система человека представляет собой древовидную структуру, и чем ближе сосуды к основанию дерева, тем они толще); различные заболевания или повреждения сосудистой системы могут ухудшить точность выделения рисунка сосудов [3].

В современных АСКД на основе РПСЛ для выделения рисунка сосудов применяются методы сегментации сосудов, позволяющие выделить всё дерево сосудов за один этап обработки. Методы сегментации позволяют формировать полное дерево сосудов за счет поточечного анализа яркости изображения каждого выделенного сегмента. Основным *недостатком* алгоритмов на основе методов сегментации является большой объем вычислений и сложные алгоритмы обработки изображения, которые не учитывают возможные зашумления объекта на изображении, так как используются сложные функции высших порядков [4, 8].

Формализация и анализ задачи повышения достоверности идентификации

В основе задачи повышения *достоверности* идентификации субъекта лежит обоснованный выбор из множества возможных вариантов оптимального решения с учетом имеющихся ограничений на *оперативность* и *ресурсоемкость*. В условиях информационного соперничества (воздействия случайных угроз и преднамеренных целенаправленных деструктивных воздействий конкурентов или злоумышленников) необходимо обеспечить требуемую достоверность идентификации субъекта с учетом имеющихся ограничений на оперативность, ресурсоемкость и *вероятность недопуска* легитимного субъекта [9].

Под *достоверностью* идентификации будем понимать свойство подсистемы биометрической идентификации (ПБИ) АСКД, характеризующее степень соответствия (в пределах заданной точности) реальных информационных единиц их истинному значению и заключающееся в способности обеспечить отсутствие ошибок переработки информации, т. е. не допустить снижения ценности информации при принятии управляющих решений и искажений информационных массивов [7].

Математически задачу повышения достоверности биометрической идентификации субъекта на основе распознавания сосудистого рисунка ладони в АСКД можно сформулировать следующим образом:

$$K: \begin{cases} D(W^*) \geq D^0 \\ \tau(W^*) \leq \tau^0, C(W^*) \leq C^0, P_1 < P_1^0; \end{cases} \quad (1)$$

$$D(W) = Z(1 - P_2); \quad (2)$$

$$W^* = W(Q^*, \langle S_1^0, S_2^0 \rangle); \quad (3)$$

$$\underline{Q} = \{T, M, J_1, J_2, J_3, \xi, \langle d, P_r, s, A_0, A_1, \omega_0, \omega_1, i_0, i_1 \rangle\}, \quad (4)$$

² Торвальд Ю. Сто лет криминалистики. М.: Прогресс, 1974. 440 с.

где: D — достоверность идентификации; D^0 — требуемая достоверность идентификации (определяется экспертным путем либо задается Заказчиком); P_1 — вероятность недопуска легитимного субъекта; W — множество допустимых вариантов решения задачи; C — ресурсоемкость; Z — вероятность выявления субъекта, не соответствующего критерию психофизического состояния; P_2 — вероятность доступа злоумышленника; τ — время идентификации субъекта; S_1^0 — вариант технической реализации ПБИ; S_2^0 — биометрическая технология; Q — набор глобальных биометрических признаков сосудистого рисунка ладони, характеризующие сосудистый рисунок $\langle d, P_r, s, A_0, A_1, \omega_0, \omega_1, i_0, i_1 \rangle$; d — средний диаметр сосуда; P_r — прямолинейность сосуда; s — четкообразность сосуда; A_0 — амплитуда колебаний толщины сосуда; A_1 — амплитуда колебаний трассы; ω_0 — частота колебаний частоты сосуда; ω_1 — частота колебаний трассы сосуда; i_0 — извилистость толщины сосуда; i_1 — извилистость трассы сосуда; T — трасса сосуда; M — матрица распределения точек в пространстве признаков; J_1, J_2, J_3 — критерии межклассовой разделимости признаков.

Задача в данной постановке является сложной многокритериальной, многопараметрической, многоэтапной задачей оперативного стохастического программирования [10], и для ее решения в настоящее время отсутствует информационно-математическое обеспечение (ИМО). Она может быть решена с использованием функционально-логической декомпозиции на подзадачи, выполнение которых возможно как последовательно, так и раздельно.

1. Определение трассы сосуда

Определение трассы сосуда — это расчет линий сосудов с высокой точностью и возможностью вычисления информационных признаков сосуда в каждой точке.

Задача определения трассы сосуда:

$$T = (R, a, U) \quad (5)$$

где R — радиус рамки; a — точка сосуда с координатами; U — точки ветвления сосуда.

А). Метод прямого поиска направлений. Определение координат следующей точки трассы, в которую смещается круглая рамка:

$$x_{n+1} = x_n + \Delta \cos \alpha, \quad (6)$$

$$y_{n+1} = y_n + \Delta \sin \alpha, \quad (7)$$

где (x_n, y_n) и (x_{n+1}, y_{n+1}) — координаты текущей и последующих точек трассы сосуда, в которые помещается центр круглой рамки; Δ — шаг трассировки (шаг сканирования круглой рамки вдоль сосуда); α — угол локального направления сосуда.

$$d_i = 2R \sin \frac{\beta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}, \quad (8)$$

где d_i — диаметр сосуда в точке i ; β — среднеарифметическое угловых размеров двух «дуг»; φ — центральный угол, образованный двумя радиусами круглой рамки.

Б). Метод модифицированного локального веерного преобразования. Модифицированное локальное веерное преобразование в точке $a \equiv (x, y) \in R^2$ и $\varphi_k = 2\pi(k-1)/K$; при $k = \overline{1, K}$, при размере сектора $\theta = 0$:

$$F_{a,R}(\varphi_k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N \hat{f}(a_x + t_n \cos \varphi_k, a_y + t_n \sin \varphi_k), \quad (9)$$

где $\hat{f}(x, y)$ — функция, интерполирующая цифровое изображение $f(m, n)$, например, путем билинейной интерполяции.

Определение диаметра сосуда в точке

$$d_{a,R}(\varphi_k) = \frac{1}{|L_{a,R,k}|} \sum_{i=1}^{|L_{a,R,k}|} f(L_{a,R,k}^{(i)}), \quad (10)$$

где $a \in Z^2$ — точка центрального преобразования; $R \in N$ — радиус области преобразования, $L_{a,R,k}$ — линейно-упорядоченное множество точек дискретного отрезка, проведенного из точки a в k -ю точку дискретной окружности радиуса R .

2. Формирование набора эффективных признаков

Формирование набора эффективных признаков — это получение новых комплексных признаков с лучшими критериями разделимости и меньшей ошибкой классификации.

При анализе геометрических признаков сосудистого рисунка по критерию продуктивности классификации были выбраны методы дискриминантного анализа³, включающие методы интерпретации межгрупповых различий, при использовании которых появляется возможность получить следующую информацию: существование возможности различить классы при использовании некоторого набора признаков; оценка информативности признаков для разделения объектов на классы; параметры оптимального разделения объектов на классы [4, 5].

Дополнительной информацией служит уровень взаимодействия между признаками, который выражается величиной коэффициентов корреляции. Если связь между какими-то признаками является достаточно сильной, то возникает вопрос о целесообразности использования этих признаков. При наличии признаков с сильной статистической связью появляется возможность уменьшить размерность пространства признаков либо путем отказа от одного или нескольких признаков и использования только одного из связанных признаков, либо формированием на их базе некоторого признака, получаемого методом сверки параметров. В первом случае мы уменьшаем количество вычислений, особенно если отказаться от тех признаков, расчет которых требует максимальных затрат, либо оставляем признак с лучшим по каким-либо критериям алгоритмом. Во втором случае появляется возможность получить новый, более эффективный признак

³ Ким Дж.-О., Мьюллер Ч.У., Клекка У. Р. Факторный, дискриминантный и кластерный анализ. М.: Финансы и статистика, 1989. 215 с.

для классификации, используя какой-либо из алгоритмов формирования признаков. Основным предположением дискриминантного анализа является то, что классификация будет осуществляться тем лучше, чем меньше рассеяние точек признакового пространства относительно центроида внутри класса и чем больше расстояние между центроидами классов [6].

Определение матрицы распределения точек в пространстве признаков:

$$M = B + W, \quad (11)$$

где W, B — матрицы внутригруппового и межгруппового рассеивания соответственно.

Критерии, используемые для определения разделимости классов:

$$J_1 = \text{tr} M^{-1} \cdot \text{tr} B; J_2 = \ln |W^{-1} M| = \ln \left\{ \frac{|M|}{|W|} \right\}; J_3 = \frac{\text{tr} B}{\text{tr} M} \quad (12)$$

Для получения новых признаков задается A -матрица преобразования, размера $m \times p$ ($m < p$):

$$y = A \cdot x; \quad (13)$$

где $x = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ \dots \ x_p]$ — исходный вектор признаков, $y = [y_1 \ y_2 \ y_3 \ \dots \ y_p]$ — новый вектор признаков.

Для проведения классификации признаков в данной задаче использован метод опорных векторов:

$$\Phi(\lambda) = \sum_{i=1}^p \lambda_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^m \lambda_i y_j x_{ij}; \quad (14)$$

где $\lambda_1, v_1, i = \overline{1, p}$; $\mu_j, \psi_j, j = \overline{1, m}$; — собственные значения и собственные вектора матриц $\text{tr} M_p^{-1} B_p$ и $\text{tr} M_m^{-1} B_m$.

Оптимальным преобразованием A , при котором собственные значения матрицы $M_p^{-1} B_p$ в m -мерном подпространстве будут равны, $\mu_i = \lambda_i, i = \overline{1, m}$; $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3 > \dots > \lambda_p$:

$$A^T = [v_1 v_2 v_3 \dots v_m]. \quad (15)$$

Для определения i элемента вектора y использована дискриминантная функция

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_{i1} + \dots + \beta_p x_{ip}, i = \overline{1, m}, \quad (16)$$

где β_i — нормированные коэффициенты.

Определение ошибки различимости классов классификации на основе расчета выборочного расстояния Махаланобиса [1]:

$$\xi^2(x_1, x_2) = (n - g)(x_1 - x_2)^T \times \times W^{-1}(x_1 - x_2) \quad (17)$$

где ξ^2 — ошибка различимости классов признаков.

3. Выявление субъектов, не соответствующих критерию допуска

Имеется в виду допуск к привилегированным информационным массивам в информационной базе эргосистем по психофизическому состоянию.

Если рассмотреть оценку психофизиологического состояния субъекта, то встает вопрос необходимости системного подхода, ведь любое состояние человека

— это реакция не только психики, но и всего организма и личности в целом, с включением в реагирование как физиологических, так и психических уровней регуляции.

В любом психофизиологическом состоянии должны быть обязательно представлены разные уровни, и только по совокупности показателей, отражающих изменения на каждом уровне, можно сделать заключение о состоянии субъекта. Следовательно, психофизиологическое состояние характеризуется совокупностью симптомов, а не отдельным симптомом, даже и очень важным с точки зрения диагностики. Ни поведение, ни различные психофизиологические показатели, взятые в отдельности, не могут достоверно дифференцировать одно состояние от другого. Например, увеличение частоты сердечных сокращений может наблюдаться при различных состояниях (усталости, тревоге, страхе), а укорочение времени простой сенсомоторной реакции может свидетельствовать как об оптимальном состоянии оператора, так и о неоптимальном (состоянии монотонии — сниженной работоспособности) [3].

Наиболее эффективным из методов оценки психофизического состояния является метод с использованием газоразрядного визуализатора на основе эффекта Кирлиан [3, 8]. Вид кирлианограмм меняется при изменении состояния человека. Кирлианограмма пальцев рук человека позволяет оценивать его психофизическое состояние, в частности, физиологической активности организма; по типу свечения проводить классификацию состояния, в соответствии с распределением проекций свечения на акупунктурные каналы оценивать состояние отдельных систем организма и следить за влиянием на организм различных воздействий: аллопатических и гомеопатических препаратов, терапии, видеотренинга и др.

Для решения рассмотренных задач разрабатывается ИМО с использованием известных (модифицированных) математических методов оптимизации с учетом возможностей, предоставляемых техническими средствами и языками программирования [8, 10].

Методы трассировки

В качестве одного из направлений совершенствования АСКД предлагается в процессе РРСЛ разработать и использовать эффективные алгоритмы, реализующие идеи известных методов трассировки, которые позволяют выделять сосуд между двумя его точками и работают на уровне одного сосуда, а не всей сосудистой системы ладони. В процессе трассировки отслеживается центральная линия сосуда с использованием локальной информации, определение точки, в которой распределение интенсивности наилучшим образом соответствует модели профиля сосуда. Трассировка позволяет получить информацию о структуре сосудистого дерева: о бифуркациях и соединениях отдельных ветвей [2, 4].

Применение алгоритмов трассировки позволяет извлечь информацию о каждом сосуде, при этом понизить сложность вычислений и уменьшить время на выделение сосуда путем исключения из процесса обработки тех частей изображения, которые не содержат сосуда. Кроме того, использование методов трассировки позволит повысить *точность* РРСЛ путем более точного вычисления параметров сосудов (диаметр, направление входа, выхода).

Для трассировки сосудов используются, как правило, два метода: *метод прямого поиска направлений* (ППН); *метод локального вейерного преобразования* (ЛВП). Данные методы широко применяются в медицине для выявления признаков заболеваний сердечно-сосудистой системы [4, 5].

Изображение рисунка сосудов ладони характеризуется наличием древовидных структур системы кровеносных сосудов, определяемых такими понятиями, как узлы и ветви. *Ветвью* называется элемент древовидной структуры, который характеризуется геометрическим местом срединных точек, распределением диаметра и угла вдоль нее. *Узел* структуры — это точка разветвления или пересечения ветвей. Параметрами трассы являются геометрические характеристики толщины и направления, поскольку на их основе производится формирование параметров сосудов. Данные параметры являются локальными характеристиками, рассчитываемыми непосредственно по изображению древовидной структуры ветви в процессе трассировки. При анализе изображений рисунка сосудов ладони основной является задача выделения центров ветвей и определения направлений в каждой точке ветви [10, 13].

Автоматическая трассировка отдельного элемента структуры производится с учетом найденного направления в текущей точке. Следует заметить, что метод ППН сразу дает два направления возможного обхода ветви, в общем случае не точно противоположных (в случае изгиба), что позволяет находить дальнейшее направление с большей точностью. На каждом шаге трассировки производится оценка локального диаметра ветви. В качестве данного параметра можно принять число ненулевых отсчетов, лежащих на сечении, перпендикулярном к направлению движения трассы. При этом используется локальная пороговая обработка отсчетов изображения, попавших в сканирующее окно.

Недостатком данного подхода является сильная зависимость от дискретизации изображения. Для более точного определения диаметра используется [4] метод косвенного определения локального диаметра, основная идея которого заключается в анализе выборки отсчетов поля изображения, попавших на границу круглого, сканирующего вдоль сосуда, окна радиуса (полярной рамки). При этом диаметр рамки сканирования должен быть больше диаметра сосуда не более чем в 1,5 раза во избежание попадания в рамку соседних сосудов или крупных шумовых фрагментов.

После оценки локальных параметров сосуда (диаметр, направление входа, выхода) исходная точка сме-

щается на некоторый заданный шаг трассировки в направлении, которое выбирается из вычисленных ранее как наиболее близкое к конечной точке ветви. На основе дальнейшего анализа полученной последовательности локальных параметров производится оценка основных параметров сосуда, которые в дальнейшем могут служить базовым набором для распознавания изображений.

Метод дискретного ЛВП позволяет анализировать участки ветвей с определенной степенью кривизны, а также в случае ветвления, пересечения и окончания ветвей.

При РРСЛ целесообразно использование *модифицированного* ЛВП, которое основано на анализе распределения функции яркости по секторам в зависимости от радиуса окружности, размера и угла поворота сектора.

Рассмотрим модифицированное дискретное ЛВП в точке $a = (a_x, a_y) \in R^2$ и $\varphi_k = 2\pi(k-1)/K$ при $1, \bar{K}$, при размере сектора $\theta = 0$:

$$F_{a,R}(\varphi_k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N \hat{f}(a_x + t_n \cos \varphi_k, a_y + t_n \sin \varphi_k). \quad (18)$$

где $\hat{f}(x, y)$ — функция, интерполирующая цифровое изображение $f(m, n)$, например, путем билинейной интерполяции.

При использовании дискретизации ЛВП неизвестно, на сколько точек разбивать отрезок интегрирования и на сколько точек по углу. Предлагается использовать при дискретизации алгоритм разбиения отрезков и окружности в растр, что позволит устранить указанную неоднозначность. При использовании этого метода отпадает необходимость использовать методы интерполяции, так как используются только целочисленные координаты. Этот метод обладает рядом преимуществ по сравнению с обычной дискретизацией.

Соответствующие алгоритмы трассировки разнообразны и могут использовать самые разнообразные принципы. Объединяет методы стратегия динамического планирования — на каждом *шаге итерации* следующая точка сосуда находится с использованием информации о текущем положении и направлении, при условии, что она не является конечной точкой трассы сосуда. Различие алгоритмов заключается в основном в способе обработки сосудов в местах их пересечений и разветвлений, а также в форме скользящего окна⁴ [4].

Алгоритм трассировки на основе метода прямого поиска направлений

Входными данными для алгоритма являются: $f(m, n)$ — изображение, $a_{0j}(x, y)$, $a_k(x, y)$ — начальная и конечная точка трассы, соответственно; $D_p \geq 1,5D_{\text{сосуда}}$ — диаметр рамки сканирования, который должен быть больше диаметра сосуда во избе-

⁴ ГОСТ Р 52633.0—2006 СИ. Техника защиты информации. Требования к средствам высоконадежной биометрической идентификации. М.: Росстандарт, 2006. 25 с.

жание попадания в рамку соседних сосудов или крупных шумовых фрагментов.

Алгоритм трассировки на основе метода прямого поиска направлений (ППН) включает следующие шаги:

Шаг 1. Ввод исходных данных.

Шаг 2. Формирование одномерного массива чисел $E = \{e_n\}$; $n = \overline{1, N}$, пропорциональных яркости точек изображения, которые лежат на окружности круглой рамки.

Шаг 3. Применение к сформированному массиву чисел цифрового сглаживающего фильтра по соседним точкам для уменьшения уровня шума [10, 13].

$$v(i) = \frac{1}{9}(A + B + C), \quad (19)$$

где $A = s_{00}$ — точка центрального отсчета;

$B = s_{01}, s_{03}, s_{05}, s_{07}$; $C = s_{02}, s_{04}, s_{06}, s_{08}$ — соседние точки по горизонтали и вертикали от s_{00} ;

$v(i)$ — отсчет на выходе фильтра, с коэффициентом передачи:

$$K(f_1, f_2) = \frac{1}{9}[1 + 2 \cos(2\pi f_1 T_d) + 2 \cos(2\pi f_2 T_d) + 4 \cos(2\pi f_1 T_d) 2 \cos(2\pi f_2 T_d)] \quad (20)$$

где f_1, f_2 — частоты по горизонтали и вертикали, T_d — один такт сигнала.

Шаг 4. Формирование массива чисел $H = \{h_{n \min}; n = \overline{1, N}\}$, пропорциональных угловым координатам всех локальных минимумов сглаженного массива чисел с помощью определения смены знаков производной.

Шаг 5. Пороговая обработка сглаженного массива чисел с целью получения бинарного массива чисел, состоящего из нулей и единиц, для выделения отсчетов изображения, принадлежащих сосуду, а не фону, окружающему сосуд. Для повышения точности нахождения порога используются отсчеты, принадлежащие не только окружности круглой рамки, но и области описанного вокруг рамки квадрата. Нахождение порога осуществляется автоматически путём анализа гистограммы функции яркости рассматриваемой области изображения [10, 12].

$$r(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{при } S(x, y) > L \\ 0, & \text{при } S(x, y) < L \end{cases} \quad (21)$$

где $r(x, y)$, $S(x, y)$ — уровни яркости изображения, L — пороговый уровень яркости.

Шаг 6. Применение к сформированному массиву чисел цифрового рангового фильтра для усреднения точечных локальных минимумов, связанных с импульсным шумом фона изображения.

$$R_i = \sum_{k=1}^n h(x_i - x_k), \quad (22)$$

где h — функция единичного скачка.

Шаг 7. Формирование упорядоченных по убыванию угловых длин отрезков нулевых значений сглаженного бинарного одномерного массива чисел с отбором четырёх наибольших по длине отрезков нулевых отсчетов (условно «угловых дуг»), выбранных по правилу: если число «угловых дуг» $U < 4$, то все «дуги» сохраняются; если больше четырёх, то вычисляется суммарная угловая длина «дуг» до тех пор, пока она не превысит 80% от угловой длины всех «дуг» или пока $U = 4$.

Шаг 8. Формирование массива локальных минимумов. Сравнение угловых координат локальных минимумов, полученных на Шаге 2 и Шаге 3, с угловыми координатами «дуг» (отрезков нулевых отсчетов массива на Шаге 7: если минимум не принадлежит одной из четырёх «дуг», то он удаляется из массива минимумов, если несколько минимумов принадлежат одной «дуге», то оставляется один из них).

Шаг 9. Определение направления сосуда в данной точке: если число дуг, полученных на Шаге 7, меньше трёх, то направлением сосуда считается угловая величина того минимума массива чисел, который получен на Шаге 4, с учётом Шага 8, и который ближе всего к направлению, полученному на предыдущем шаге сканирования сосуда круглой рамкой; если число «дуг», полученных на Шаге 7, три или четыре, то направлением сосуда считается угловая величина того минимума массива чисел, который получен на Шаге 4, с учётом Шага 8, который ближе к направлению на конечную точку выбранного участка сосуда. Если выбранное направление отклоняется от направления на конечную точку участка сосуда на угол, больший допустимого, то за направление сосуда в данной точке принимается направление на конечную точку.

Шаг 10. Проверка выполнения условия для $U > 2$, при выполнении условия осуществляется переход к Шагу 2, в противном случае — Шагу 11.

Шаг 11. Определение локального диаметра (толщины) сосуда в заданной точке по правилу: если число «дуг», найденных на Шаге 7, равно двум, что соответствует участку трассы без пересечений и без ветвлений, то диаметр сосуда оценивается по формуле:

$$D = 2R \sin \frac{\beta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}, \quad (23)$$

где R — радиус круглой рамки; β — среднеарифметическое угловых размеров двух «дуг», образованных при пересечении сосуда круглой рамкой и определённых на Шаге 7 с учётом Шага 8; φ — центральный угол, образованный двумя радиусами круглой рамки, направленными на центры двух «дуг»; если число «дуг», определённых на Шаге 7, более двух, то диаметр сосуда не вычисляется, а данная точка сосуда относится к списку недоверенных точек и круглая рамка смещается ещё на один шаг.

Шаг 12. Формирование массива множества точек разветвления сосуда $A_0 = \{a_{0i}; i = \overline{1, N}\}$.

Шаг 13. Определение координат следующей точки трассы, в которую смещается круглая рамка:

$$x_{n+1} = x_n + \Delta \cos \alpha, \quad (24)$$

$$y_{n+1} = y_n + \Delta \sin \alpha, \quad (25)$$

где (x_n, y_n) и (x_{n+1}, y_{n+1}) — координаты текущей и последующих точек трассы сосуда, в которые помещается центр круглой рамки; Δ — шаг трассировки (шаг сканирования круглой рамки вдоль сосуда); α — угол локального направления сосуда, найденный на Шаге 9.

Шаг 14. Проверка соответствия координат текущей точки координатам конечной точки трассы

$x_n = x_a, y_n = y_a$. При невыполнении условия осуществляется переход к Шагу 7.

Шаг 15. Сохранение трассы T центрального сосуда и уточнение параметров трассы в БДИ при обработке ветвей древовидной структуры.

Шаг 16. Проверка выполнения условия $j \leq J$, при выполнении условия переход к Шагу 17. В противном случае — Шаг 18.

Шаг 17. Выбор на построенной трассе точки начала новой трассы a_{0j} .

Шаг 18. Окончание построения трассы и сохранение ее в БДИ.

Алгоритм трассировки на основе метода дискретного локально-верного преобразования

Рассмотрим модифицированное дискретное ЛВП [2] в точке $a = (x, y) \in R^2$ и $\varphi_k = 2p(k-1)/K$; при $k = \overline{1, K}$, при размере сектора $\theta = 0$:

$$F_{a,R}(\varphi_k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N \hat{f}(a_x + t_n \cos \varphi_k, a_y + t_n \sin \varphi_k), \quad (26)$$

где $\hat{f}(x, y)$ — функция, интерполирующая цифровое изображение $f(m, n)$, например, путем билинейной интерполяции.

Введем несколько обозначений: C_R — линейно упорядоченное множество точек дискретной окружности с центром в точке $(0; 0)$ и радиусом $R \in \mathbb{N}$; L_{a_1, a_2} — линейно упорядоченное множество точек дискретного отрезка между точками $a_1, a_2 \in Z^2$, $X^{(i)}$ — i -й по порядку элемент множества; $L_{a,R,k} = L_{a,a+C_R^{(k)}}$ — линейно упорядоченное множество точек дискретного отрезка, проведенного из точки $a \in Z^2$ в k -ю точку дискретной окружности радиуса R . Таким образом, с учетом введенных обозначений определим ЛВП как [4]:

$$D_{a,R}(\varphi_k) = \frac{1}{|L_{a,R,k}|} \sum_{i=1}^{|L_{a,R,k}|} f(L_{a,R,k}^{(i)}), \quad (27)$$

где $a \in Z^2$ — точка центрального преобразования; $R \in \mathbb{N}$ — радиус области преобразования.

Для каждой точки осуществляется дискретное ЛВП. Для каждой такой функции находятся все локальные минимумы. Шумовые искажения изображения приводят к появлению ложных минимумов на развертке ЛВП, поэтому для их удаления дополнительно выполняется фильтрация развертки. Далее, начиная с наибольшего радиуса, отслеживается, что найденный локальный минимум, соответствующий какому-либо направлению, сохраняется при уменьшении радиуса круглой области. Если такое направление существует, то оно заносится в список направлений анализируемой точки.

Входными данными для алгоритма являются: $f(m, n)$ — изображение, a_0 — начальная точка трассировки, R — начальный радиус. Алгоритм трассировки на основе метода ЛВП состоит из следующих шагов:

Шаг 1. Ввод исходных данных $f(m, n)$, $a_0(x, y)$, R .

Шаг 2. Ввод точки старта для трассировки и направления движения W трассы T .

Шаг 3. Определение множества направлений U в точке a . Для каждой точки вычисляется набор функций по формуле (26). Для каждой такой функции находятся все локальные минимумы. Начиная с наибольшего круга, прослеживается, что найденный локальный минимум, соответствующий какому-либо направлению, сохраняется при уменьшении радиуса круглой области. Если такое направление U_i существует, то оно заносится в список направлений $U = \{u_i, i = \overline{1, I}\}$ анализируемой точки по формуле (26).

Шаг 4. Проверка выполнения условия $|U| = 0$. При выполнении условия осуществляется переход к Шагу 17, иначе — Шаг 5.

Шаг 5. Проверка выполнения условия $0 < |U| < 2$. При выполнении условия выбирается направление «вперед» и осуществляется переход к Шагу 6, в противном случае — Шаг 9.

Шаг 6. Расчет диаметра сосуда в точке a , с учетом формул (26, 27) при наличии локальных минимумов $F_{a,R}(\varphi_k)$ в точках a и a' :

$$d = N \left[(F_{\min \dots a,R}(\varphi_k) + F_{\min \dots a',R}(\varphi_k)) \right]. \quad (28)$$

Шаг 7. Выбор направления k . Выбрать точку $a' = L_{a,R,k}^{(s)}$, где s — размер шага в соответствии с ЛВП (27).

Шаг 8. Добавление в трассу отрезка текущей точки a и точки a' с учетом шага, $T := T \cup L_{a,a'}$; $a := a'$. Осуществить переход к Шагу 2.

Шаг 9. Проверка выполнения условия $|U| > 2$. При выполнении условия осуществляется переход к Шагу 17, иначе — Шаг 10.

Шаг 10. Определение центра развилки a_c .

Для определения центра развилки необходимо знать по одной граничной точке для каждой ветви. Граничная точка — точка, находящаяся в русле на минимальном расстоянии от множества точек развилки (или не превышающем размер шага поиска). Пусть $a_i = (x, y)$ — граничные точки, $q_i = (l_i, m_i)$ — направления (в сторону от развилки). Центр развилки можно определить несколькими способами.

Усреднение точек пересечения прямых, построенных по точкам a_i и направлениям q_i . Точка развилки сосудов (см. рис. 1):

$$x_c = \frac{l_1 l_2 (y_1 - y_2) - m_1 l_2 x_1 + m_2 l_1 x_2}{m_2 l_1 - m_1 l_2}, \quad (29)$$

$$y_c = \frac{m_1 m_2 (x_1 - x_2) - m_1 l_2 y_2 + m_2 l_1 y_1}{m_2 l_1 - m_1 l_2}. \quad (30)$$

Шаг 11. Добавление в трассу отрезка между текущей точкой a и точкой центра развилки a_c , $T := T \cup L_{a,a_c}$.

Шаг 12. Инициализация новой трассы T_{new} .

Шаг 13. Определение для направления i точки входа в ветвь a_{in} .

Шаг 14. Построение кривой T' между a_c и a_{in} , $T' = L_{a_c, a_{in}}$.

Шаг 15. Добавление в трассу кривой $T_{\text{new}} := T_{\text{new}} \cup T'$.

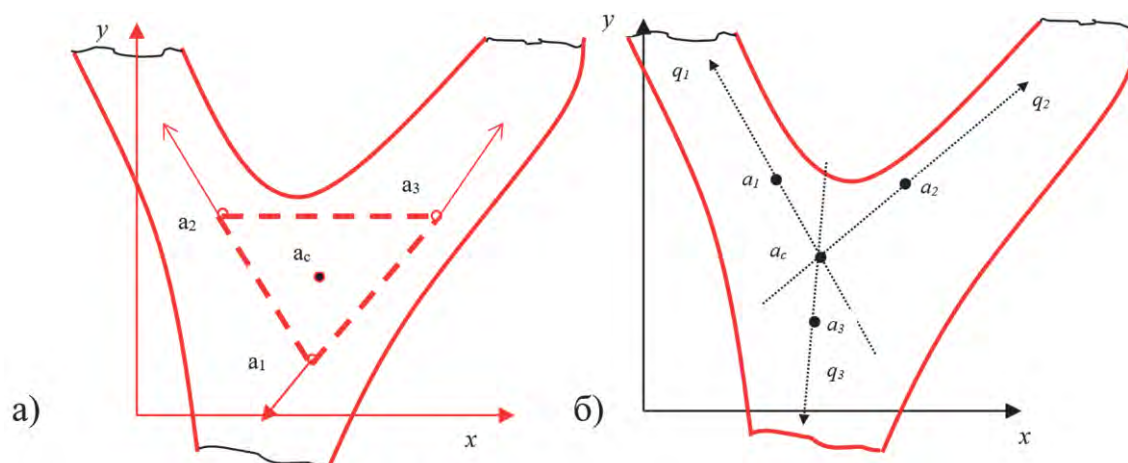


Рис. 1. Определение центра развилки:
а) усреднение граничных точек; б) усреднение точек пересечения кривых.

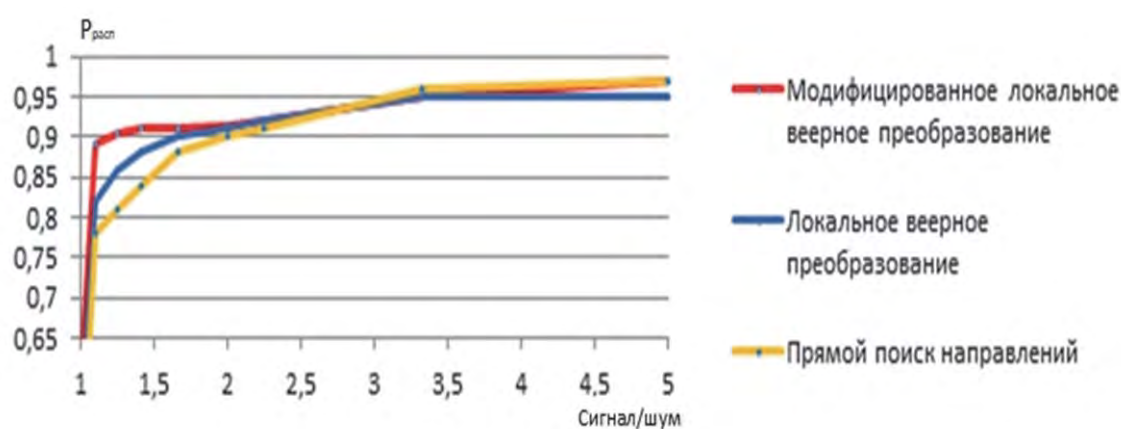


Рис. 2. Экспериментальная оценка эффективности алгоритмов трассировки сосудов для распознавания сосудистого рисунка

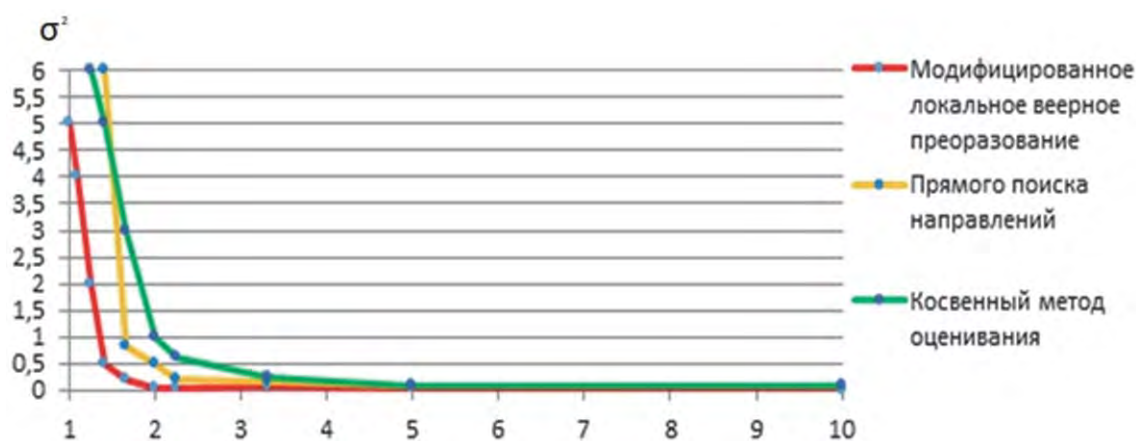


Рис. 3. Среднеквадратическое отклонение трассы сосуда в зависимости от уровня шума

Шаг 16. Переход к следующему направлению $i = i + 1$.

Шаг 17. Проверка выполнения условия достижения последнего направления сосуда: равенства $i = I$, где I — максимально возможное количество направлений.

При выполнении равенства осуществить переход к Шагу 17, в противном случае — Шаг 12.

Шаг 18. Окончание построения трассы и сохранение ее в БДИ.

Выбор конкретного алгоритма построения трассы сосудов и получения глобальных геометрических признаков необходимо осуществлять после оценки уровня шума на изображении, который может усиливаться под влиянием различных факторов, например, при работе системы в условиях агрессивной среды. Алгоритм на основе метода прямого поиска направлений (ППН) имеет слабую помехоустойчивость к аддитивному шуму и сильную зависимость результата от относительного положения объекта относительно рамки. Достоинствами алгоритма на основе ППН являются легкость реализации и малое время формирования трассы сосудов. Алгоритм на основе модифицированного локального вейерштрасса (МЛВП) имеет более высокую степень помехоустойчивости: его можно использовать при более высоком уровне шума, до 40%, при этом для преодоления зашумленности изображения достаточно уменьшить радиус преобразования. Недостатками алгоритма являются более длительное время формирования трассы сосуда и более сложная реализация по сравнению с алгоритмом на основе ППН.

Результаты натурно-имитационного моделирования основных методов трассировки при различных уровнях шума на ИК изображения представлены на рис. 2, 3.

Заключение

Таким образом, достоверность идентификации в АСКД во многом определяется обоснованным выбором технологии биометрической идентификации. Эффективность использования алгоритмов переработки информации существенно зависит от вида, объема и качества перерабатываемой контрольно-измерительной информации. Варьировать этими показателями можно, изменяя, в частности, технологию биометрической идентификации, способы ее технической реализации, формы, виды и способы формирования исходных данных и др.⁵

⁵ ГОСТ Р 52633.0-2006. ЗИ. Техника защиты информации. Требования к средствам высоконадежной биометрической идентификации. М.: Росстандарт, 2006. 25 с

Литература

1. Амелькин С. А. Обобщенное расстояние Евклида-Махаланобиса и его свойства / С. А. Амелькин, А. В. Захаров, В. М. Хачумов // Информационные технологии и вычислительные системы. 2006. № 4. С. 40—44.
2. Ильясова Н. Ю., Корепанов А. О., Куприянов А. В. и др. Анализ структуры сосудистой системы сердца методом трассировки изображений проекций // Компьютерная оптика. 2002. № 23. С. 53—57.
3. Коротков К. Г., Крыжановский Э. В., Филатов С. И. и др. Метод выявления лиц, склонных к совершению противоправных действий. М.: ГУ НПО «Спец. техника и связь» МВД России, 2005. 32 с.
4. Куприянов А. В. Оценка геометрических параметров изображений древовидных структур. Самара: СГАУ, 2004. 118 с.

Выбор конкретного алгоритма трассировки необходимо осуществлять после оценки уровня шума на изображении, который может усиливаться под влиянием различных факторов, например, при работе АСКД в условиях агрессивной информационной среды. Алгоритм на основе метода ППН имеет слабую помехоустойчивость к аддитивному шуму и сильную зависимость результата от относительного положения объекта относительно рамки, в связи с этим при его использовании необходимо вводить дополнительную фильтрацию. Достоинствами алгоритма являются легкость реализации и малое время формирования центральной линии сосудов. Этот алгоритм можно использовать для трассировки при низком уровне шума на изображении.

Алгоритм на основе дискретного ЛВП имеет более высокую степень помехоустойчивости, его можно использовать при более высоком уровне шума на изображении, при этом для преодоления зашумленности изображения достаточно уменьшить радиус преобразования. Недостатками алгоритма являются более длительное время формирования центральной линии сосуда и более сложная реализация по сравнению с алгоритмом на основе ППН.

Применение рассмотренных алгоритмов трассировки позволяет повысить точность измерения диаметра сосудов и извлечь информацию о каждом сосуде, которая недоступна при использовании методов сегментации. При этом алгоритмы трассировки по сравнению с алгоритмами сегментации характеризуются более простой реализацией, более высокой скоростью работы и достаточно высокой точностью оценивания локальных параметров сосуда.

Натурно-имитационное моделирование разработанных элементов ИМО рассмотренной технологии биометрической идентификации на основе распознавания рисунка сосудов ладони в условиях информационного соперничества показало, что достоверность (D) идентификации повышается в среднем на 17—24% по сравнению с традиционной дактилоскопической технологией при обеспечении требуемых уровней оперативности (τ), ресурсоемкости (C) и надежности, характеризуемой вероятностью (P_1) недопуска работника, допущенного к информационному ресурсу, и вероятностью (P_2) доступа злоумышленника.

5. Куприянов А. В. Определение параметров русла сосудов с использованием трехмерного локального веерного преобразования // Компьютерная оптика. 2004. № 25. С. 154—157.
6. Ловцов Д. А. Информационная теория эргасистем. Тезаурус : монография. М. : Наука, 2005. 248 с. ISBN 5-02-033779-X.
7. Ловцов Д. А. Информационная теория эргасистем. М. : РГУП, 2021. 314 с. ISBN 978-5-93916-887-8.
8. Ловцов Д. А., Князев К. В. Защищённая биометрическая идентификация в системах контроля доступа. I. Математические модели и алгоритмы // Информация и космос. 2013. № 1. С. 100—103.
9. Ловцов Д. А., Князев К. В. Защищённая биометрическая идентификация в системах контроля доступа. II. Качество информационно-математического обеспечения // Информация и космос. 2013. № 2. С. 95—100.
10. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В. А. Сойфера. М. : Физматлит, 2001. 784 с.
11. Татарченко Н. В., Тимошенко С. В. Биометрическая идентификация в интегрированных системах безопасности // Специальная техника. 2002. № 2. С. 45—51.
12. Тихонов И. А. Технология биометрической идентификации по ИК изображениям сосудистого русла кисти руки // Труды 9-й Междунар. науч.-техн. конф. «Физика и электроника в медицине и экологии ФРЭМЭ-2010». Владимир, 2010. С. 124—128.
13. Chen C.H., Rau L.F. and Wang P. Handbook of pattern recognition and computer vision / (eds.). Singapore-New Jersey-London-Hong Kong: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2017. 984 p.

Рецензент: **Марков Алексей Сергеевич**, доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, Россия.

E-mail: a.markov@bmstu.ru

RELIABLE BIOMETRIC IDENTIFICATION IN AUTOMATED ACCESS CONTROL SYSTEMS

Dmitrii Lovtsov, Dr.Sc. (Technology), Professor, Meritorious Scientist of the Russian Federation, Deputy Director for Research of Lebedev Institute of Precision Mechanics and Computer Engineering of the Russian Academy of Sciences, Head of the Department of Information Technology Law, Informatics and Mathematics of the Russian State University of Justice, Russian Federation, Moscow.

E-mail: dal-1206@mail.ru

Dmitrii Karpov, Ph.D. (Technology), Associate Professor at the Automated Control Systems Department of the Peter the Great Military Academy of the Strategic Missile Forces, Moscow, Russian Federation.

E-mail: kds-zn@mail.ru

Andrei Rakovenko, Ph.D. (Technology), Deputy Head of the Automated Control Systems Department of the Peter the Great Military Academy of the Strategic Missile Forces, Moscow, Russian Federation.

E-mail: gonza028@yandex.ru

Keywords: *biometric identification, technology, methods, algorithms, tracing, palm vessels pattern, reliability, accuracy, information.*

Abstract.

Purpose of the paper: improving the scientific and methodological base of the theory of biometric identification of persons in automated access control systems.

Methods used: system analysis, tracing, computational mathematics and computer graphics.

Results obtained: the problem statement of reliable biometric identification based on the recognition of the vascular pattern of the person's palm is formalised. A complex of algorithms is developed for distinguishing the palm vessels pattern based on advanced tracing methods which ensures improved accuracy of vessel diameter measuring and getting information about each vessel. Results of full-scale simulation modelling are presented.

References

1. Amel'kin S. A. Obobshchennoe rasstoianie Evklida-Makhalanobisa i ego svoistva. S. A. Amel'kin, A. V. Zakharov, V. M. Khachumov. Informatsionnye tekhnologii i vychislitel'nye sistemy, 2006, No. 4, pp. 40-44.

2. Il'iasova N. Iu., Korepanov A. O., Kupriianov A. V. i dr. Analiz struktury sosudistoi sistemy serdtsa metodom trassirovki izobrazhenii proektsii. *Komp'yuternaia optika*, 2002, No. 23, pp. 53-57.
3. Korotkov K. G., Kryzhanovskii E. V., Filatov S. I. i dr. Metod vyivleniia lits, sklonnykh k soversheniiu protivopravnykh deistvii. M. : GU NPO "Spets. tekhnika i sviaz" MVD Rossii, 2005, 32 pp.
4. Kupriianov A. V. Otsenivanie geometricheskikh parametrov izobrazhenii drevovidnykh struktur. Samara : SGAU, 2004, 118 pp.
5. Kupriianov A. V. Opredelenie parametrov rusla sosudov s ispol'zovaniem trekhmernogo lokal'nogo veernogo preobrazovaniia. *Komp'yuternaia optika*, 2004, No. 25, pp. 154-157.
6. Lovtsov D. A. Informatsionnaia teoriia ergasistem. Tezaurus : monografiia. M. : Nauka, 2005, 248 pp. ISBN 5-02-033779-X.
7. Lovtsov D. A. Informatsionnaia teoriia ergasistem. M. : RGUP, 2021, 314 pp. ISBN 978-5-93916-887-8.
8. Lovtsov D. A., Kniazev K. V. Zashchishchennaia biometricheskaia identifikatsiia v sistemakh kontrolya dostupa. I. Matematicheskie modeli i algoritmy. *Informatsiia i kosmos*, 2013, No. 1, pp. 100-103.
9. Lovtsov D. A., Kniazev K. V. Zashchishchennaia biometricheskaia identifikatsiia v sistemakh kontrolya dostupa. II. Kachestvo informatsionno-matematicheskogo obespecheniia. *Informatsiia i kosmos*, 2013, No. 2, pp. 95-100.
10. Metody komp'yuternoii obrabotki izobrazhenii. Pod red. V. A. Soifera. M. : Fizmatlit, 2001, 784 pp.
11. Tatarchenko N. V., Timoshenko S. V. Biometricheskaia identifikatsiia v integrirovannykh sistemakh bezopasnosti. *Spetsial'naia tekhnika*, 2002, No. 2, pp. 45-51.
12. Tikhonov I. A. Tekhnologiiia biometricheskoi identifikatsii po IK izobrazheniiam sosudistogo rusla kisti ruki. Trudy 9-i Mezhdunar. nauch.-tekhn. konf. "Fizika i elektronika v meditsine i ekologii FREME-2010". Vladimir, 2010, pp. 124-128.
13. Chen C.H., Rau L.F. and Wang P. Handbook of pattern recognition and computer vision. (eds.). Singapore-New Jersey-London-Hong Kong: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2017, 984 p.