

**В.А. Белошенко<sup>1</sup>, В.Д. Дорошев<sup>1</sup>,  
А.С. Карначев<sup>1</sup>, И.В. Куценко<sup>2</sup>, Ю.А. Службин<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Донецкий физико-технический институт им. А.А.Галкина НАН Украины, Донецк

<sup>2</sup> Донецкий городской кожно-венерологический диспансер №1, Донецк

## **КОМПЛЕКС АППАРАТУРЫ ДЛЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОННОЙ КОНТАКТНОЙ ТЕРМОГРАФИИ МЕЛАНОМЫ КОЖИ**



*Разработан компьютеризованный комплекс аппаратуры для динамической электронной контактной термографии меланоцитарных новообразований кожи. Разработаны и созданы охлаждающее устройство на основе элемента Пельтье, температурный матричный сканер с интеллектуальными преобразователями температура – цифровой код и специализированное программное обеспечение для визуализации тепловых карт и их первичной математической обработки. Экспериментально обоснована перспективность совместного использования комплекса с дерматоскопией для повышения достоверности ранней диагностики меланомы кожи.*

*Ключові слова:* меланома кожи, термограф контактный цифровой ТКЦ-1, динамическая термография.

В последнее время в мире отмечается тенденция к увеличению заболеваемости злокачественными новообразованиями (ЗН) кожи. Основные причины ЗН – усиление влияния солнечной радиации из-за разрушения озонового слоя, широкое бесконтрольное использование искусственного ультрафиолетового излучения и ядохимикатов. Поэтому проблема предраковой и злокачественной патологии кожи стала приоритетным направлением в научных исследованиях и практическом здравоохранении.

Наиболее частой патологией кожи являются меланоцитарные новообразования, которые встречаются у 80 % населения [1, 2]. Меланоцитарные диспластические невусы относятся к предшественникам меланомы кожи (МК) – одной из самых опасных и агрессивных опухолей, склонной к метастазированию в различные органы человека.

Несмотря на то, что МК среди всех злокачественных заболеваний кожи составляет только 12–14 %, её ранняя диагностика является актуальной из-за высокой смертности населения. По материалам 8-го конгресса Европейской ассоциации дерматологов ежегодно в мире меланомой кожи заболевает 160 тыс. человек, а умирает от данной патологии около 48 тыс. человек. За последние 20 лет число заболеваний МК увеличилось в 4 раза. Согласно данным Национального канцер-регистра Украины в 2011 г. зарегистрировано 3,3 тыс. случаев заболеваний МК (7,1 случаев на 100 тыс. населения), при этом умерло 1,2 тыс. больных. Ежегодный прирост заболеваний МК за последние 25 лет составляет 5 %. Наивысший уровень заболеваний наблюдается в южных областях Украины [3]. Из числа заболевших в 2011 г. не прожили и одного года 12,6 % больных. Высокая смертность обусловлена не столько отсутствием методов лечения, сколько запущенностью (III–IV стадии) болезни. Только раннее выявление МК может снизить показатель смертности.

Меланоцитарные невусы отмечаются у  $\frac{3}{4}$  представителей европеоидной расы и являются доброкачественными опухолями меланогенной системы. Только некоторые из них трансформируются в меланому или являются маркерами повышенного риска её развития [4]. Поэтому в реальной дерматовенерологической практике на первый план выступает вопрос дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных меланоцитарных новообразований кожи.

Отметим, что для ранней диагностики МК существует ограниченное число неинвазивных инструментальных методов, нашедших широкое применение в клинической практике. Золотым стандартом диагностики является *дерматоскопия* — эпилюминисцентная микроскопия. Это высокочувствительный и высокоспецифический метод, который позволяет *in vivo* распознать мелкие структуры эпидермиса и сосочкового слоя кожи, неразличимые невооружённым глазом. Метод прост в использовании, позволяет сохранять информацию в электронной базе данных и следить за динамикой развития новообразования. Согласно данным обзора [5] при комплексном использовании цифровой фотографии и дерматоскопии чувствительность и специфичность составляют 87 и 79 % соответственно. Широкому внедрению современных цифровых дерматоскопов препятствует их высокая стоимость. Другие методы (*рентгенологический, высокочастотный ультразвуковой, радиофосфорный*) имеют второстепенное значение и не могут быть внедрены в широкую практику из-за радиационной нагрузки пациента, высокой стоимости и трудности интерпретации полученных результатов. Однако комбинация нескольких методов повышает точность диагностики [5, 6].

Перспективным новым методом, пригодным для совместного использования с дерматоскопией с целью повышения достоверности ранней диагностики и малозатратного и безвредного массового скрининга населения может

быть электронная контактная цифровая термография. В рамках выполнения научно-технического проекта НАН Украины «Розробка та передача для серійного виробництва цифрового контактної термографа для діагностики і контролю лікування пухлинних захворювань шкіри» создан комплекс аппаратуры, основанный на использовании термографа ТКЦ-1 в онкодерматологической практике.

Контактный цифровой термограф ТКЦ-1, разработанный ранее в ДонФТИ им. А.А. Галкина НАН Украины, разрешён для использования и внесён в Государственный реестр медицинской техники и изделий медицинского назначения Украины [7–9]. В настоящее время в государственных и частных медучреждениях Украины работает более 40 приборов. Прибор выпускается серийно ООО НПП «Метекол» (г. Нежин) и внесён Минздравом в Примерный табель материально-технического оснащения Центра первичной медицинской (медико-санитарной) помощи, что значительно упрощает промышленное освоение созданной аппаратуры и сокращает время, необходимое для организации её практического применения.

#### ТЕРМОГРАФИЯ В ДЕРМАТОЛОГИИ

Тепловые методы — термометрия и термография — в отличие от всех перечисленных способов диагностики фиксируют не структурные изменения тканей, а термофизиологические изменения, сопровождающие развитие злокачественного образования. Они регистрируют локальные изменения температуры кожи в зоне патологического процесса (как поверхностного, так и глубинного), обусловленные усиленным метаболизмом и ангиогенезом. Такие изменения, как показала маммологическая практика, часто удаётся зарегистрировать раньше, чем будут отмечены клинические проявления [10, 11].

Дифференциальные термометрические методы предполагают измерения температуры кожи одиночным термометром в ограничен-

ном числе точек как непосредственно на новообразовании, так и вблизи него на участках кожи, субъективно признанных здоровыми. Например, согласно [12], измеряется температура невуса и средняя температура четырёх точек вокруг него на расстоянии 1 см. Критерием злокачественного развития является различие этих температур больше чем на 0,6 °С. Термометрическим методам, несмотря на их простоту, свойственен существенный недостаток, заключающийся в произвольном выборе немногочисленных точек, от которого могут критически зависеть выводы. По этой причине эти методы не нашли широкого применения.

Значительно шире распространены способы диагностики ЗН кожи, основанные на инфракрасной (ИК) термографии, т. е. на визуализации температурных карт поверхности тела с помощью тепловизора. Примерами такой диагностики могут быть исследования [5, 13–15]. Регистрация температурных карт в этих работах производилась в статическом режиме после установления теплового равновесия между обнажённым телом пациента и окружающей средой. При сопоставлении фотографий новообразований и температурных карт был получен ряд качественных и количественных диагностических параметров, таких, как форма и размер гипертермической зоны и собственно величина гипертермии. Так, по данным [5] средняя гипертермия у больных МК составляет 2,5 °С, а у пациентов с доброкачественной опухолью – 1 °С. Гипертермия в форме тяжёлой оказалась прогностически неблагоприятной. Наблюдаемое распределение температуры облегчает планирование хирургической операции. Авторы [14] при обследовании 245-и пациентов дерматоскопом и ИК-тепловизором сделали вывод, что термография может дополнять дерматоскопию. Обнаружено, что средняя гипертермия для доброкачественных невусов составляет  $1,1 \pm 0,3$  °С, для диспластических негусов –  $1,39 \pm 0,28$  °С и для злокачественных меланом –  $1,6 \pm 0,4$  °С. Полагается, что невусы с гипертермией более 1,4 °С подле-

жат хирургическому удалению. В исследовании [15] определены параметры чувствительности и специфичности при ИК-термографическом диагностировании новообразований разных размеров. Для размеров до 5 мм эти параметры составляли 39–100 %, для размеров 5–15 мм – 58–98 %, для 15–30 мм – 95–100 % соответственно; для размеров больше 30 мм – 78–89 %. Сделано заключение, что большие злокачественные новообразования и доброкачественные различаются очень хорошо.

Тем не менее статической тепловизионной диагностике ЗН кожи присущи значительные недостатки. *Во-первых*, температура в помещении должна быть комфортной и стабильной, а все источники ИК-излучения – нагреватели, мощные лампы накаливания, прямой солнечный свет – должны быть заэкранированы. *Во-вторых*, подготовка пациента, а именно достижение теплового равновесия с атмосферой, длится 15–20 мин, что снижает продуктивность обследования. Наибольшим образом эти недостатки усложняют проведение массового скрининга.

В последнее время усиленно развивается направление функциональной динамической ИК-термографии новообразований кожи с целью повышения специфичности и чувствительности, особенно при исследовании пигментных нарушений малых размеров (до 5 мм). В динамическом методе выбранный участок принудительно охлаждается, а затем при его отогревании до комнатной температуры производится серия последовательных снимков ИК-тепловизором. Поскольку тепловое излучение является преобладающим механизмом теплообмена между телом человека и окружающей средой (до 80 %), то тепловой контраст на температурной карте усиливается при увеличении разницы температур между телом и средой. Кроме того, охлаждение является физиологическим провоцирующим фактором, подчёркивающим температурный контраст участков тела с разной степенью кровообращения. Из серии полученных снимков выбираются

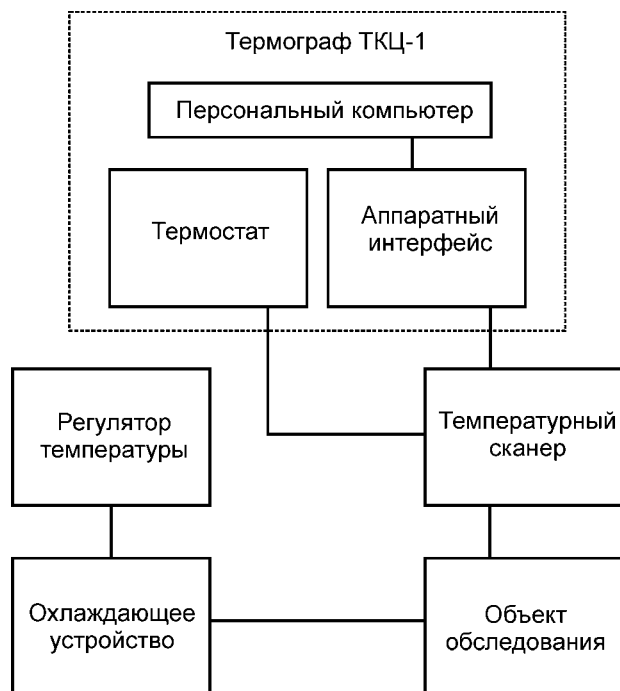


Рис. 1. Структурная схема разработанного комплекса аппаратуры

те, на которых гипертермия при ЗН выражена наиболее заметно.

Впервые в дерматологической практике динамическое термографирование применено в работе [16], в которой охлаждение участка кожи 10 x 10 см производилось с помощью охлаждённого до 20 °С пакета с гелем на водной основе. Было показано, что по особенностям временной трансформации температурных карт можно различать доброкачественные и злокачественные новообразования.

Дальнейшее развитие такая методика диагностики МК нашла в цикле работ группы исследователей John Hopkins University, Балтимора, США. Эти работы [например, 17, 18] обобщены в обзоре [19] и в патентах [20, 21]. Для охлаждения кожи до 10–15 °С в работах [17, 18] применялся сжатый воздух, который продувался через вихревой охладитель, а в патенте [20] предлагалось использовать холодную воду либо лёд, либо предварительно охлаждённую пластину. Регистрация распределения

температуры осуществлялась ИК-тепловизором или ИК-конфокальным микроскопом. Показано, что разность температур небольшого невуса и здорового участка кожи достигает максимума через несколько минут после снятия охлаждающего устройства, причём удаётся обнаружить гипертермию подозрительных невусов диаметром всего 2 мм.

Положительным качеством динамической термографии является то, что сокращается время подготовки пациента до 1–2 мин (время охлаждения участка кожи) вместо 15–20 мин, необходимых в статической методике для адаптации к комнатной температуре. Но внедрению термографии в широкую клиническую практику препятствуют как общие недостатки ИК-термографической диагностики (высокие требования к помещению, стабильности температуры в нём и квалификации технического персонала, высокая стоимость современных медицинских матричных ИК-тепловизоров), так и специфическое затруднение – необходимость компьютерной компенсации произвольных движений пациента в процессе съёмки последовательности температурных карт [17–19].

#### АППАРАТНАЯ ЧАСТЬ РАЗРАБОТАННОГО КОМПЛЕКСА

Для реализации динамической контактной термографии новообразований кожи с использованием термографа ТКЦ-1 были разработаны специализированный температурный сканер, охлаждающее устройство с терморегулятором и соответствующее программное обеспечение. Структурная схема комплекса изображена на рис. 1.

Для измерения температуры большого числа точек на поверхности кожи используется современная система электронной цифровой контактной термографии на базе миниатюрных телеметрических микропроцессорных датчиков температуры, которые являются преобразователями *температура – цифровой код*. Эти преобразователи komponуются в матричный сканер и через общую трёхпроводную

шину и блок аппаратного интерфейса с гальванической развязкой соединяются с сигнальным процессором – персональным компьютером, с которым они обмениваются информацией. Такая система термографирования имеет ряд преимуществ по сравнению с ИК-тепловизионной. Поскольку измерения проводятся прямым контактным способом, существенно уменьшается влияние помех от внешних тепловых источников и снижаются требования к помещению. Сами датчики имеют стабильные метрологические характеристики и не требуют калибровки. Сканеры на их основе имеют малые габариты, а сам термограф гораздо дешевле ИК-тепловизора и проще в эксплуатации. Наличие информации непосредственно в цифровом виде (без применения аналого-цифровых преобразователей) облегчает процесс визуализации распределения температуры, т. е. восстановления температурных карт. Также облегчается расчёт количественных статистических температурных параметров (гипо- или гипертермия) и геометрических параметров (площади температурных зон).

К матричным сканерам для контактной термографии предъявляется ряд обязательных термодинамических и конструктивных требований, выполнение которых необходимо для получения неискажённых температурных карт. Термодинамические требования следующие:

- ✦ теплопроводность между соседними датчиками сканера по конструктивным элементам и соединительным проводникам должна быть минимизирована;
- ✦ должен быть минимизирован паразитный теплоотвод от датчиков во внешнюю среду;
- ✦ масса и теплоёмкость конструктивных элементов, на которых установлены датчики, должны быть минимальными для уменьшения тепловой инерции;
- ✦ должен быть обеспечен надёжный тепловой контакт датчиков с телом пациента;
- ✦ матрица должна быть надёжно защищена от внешних радиационных тепловых помех.

Основные конструктивные требования сводятся к следующему:

- ✦ для получения необходимого пространственного разрешения шаг матрицы датчиков должен быть согласован с ожидаемыми размерами тепловых особенностей на температурной карте;
- ✦ конструкция матрицы должна сочетаться с геометрией исследуемой поверхности тела;
- ✦ соединительные провода между датчиками и шиной должны выдерживать без обрыва большое число циклов измерений;
- ✦ сканер должен быть эргономичен при эксплуатации.

Сканер термографа ТКЦ-1 отвечает всем этим требованиям с точки зрения термографирования молочных желёз [22], но оказывается непригодным для исследования температурных полей в окрестности пигментных образований малых размеров (3–5 мм). Кроме того, меланоцитарные новообразования часто возвышаются над поверхностью кожи, ввиду чего для обеспечения теплового контакта матрица сканера не должна быть жёсткой.

Квадратная матрица разработанного сканера образована интеллектуальными преобразователями DS18B20U фирмы Dallas Semiconductor (США) с дискретностью преобразования 0,0625 °С. Миниатюрный пластмассовый корпус типа  $\mu$ SOP датчиков имеет размеры 3 × 3 × 0,85 мм, а выводы увеличивают один габарит до 4,9 мм. Датчик весит около 23 мг, тепловая инерция не превышает 10 с. Для связи датчиков с компьютером применена технология MicroLAN [23], в которой все датчики подсоединены к общей трёхпроводной шине.

На рис. 2 изображена квадратная матрица сканера. Для минимизации шага матрицы соседние датчики развёрнуты на 90° в шахматном порядке. Такое размещение при выбранном зазоре 1 мм между датчиками позволяет реализовать шаг матрицы 5 мм, в то время как при ориентации в одном направлении шаг был бы 6 мм. Кроме того, такая ориентация предотвращает замыкание между выводами соседних датчиков.

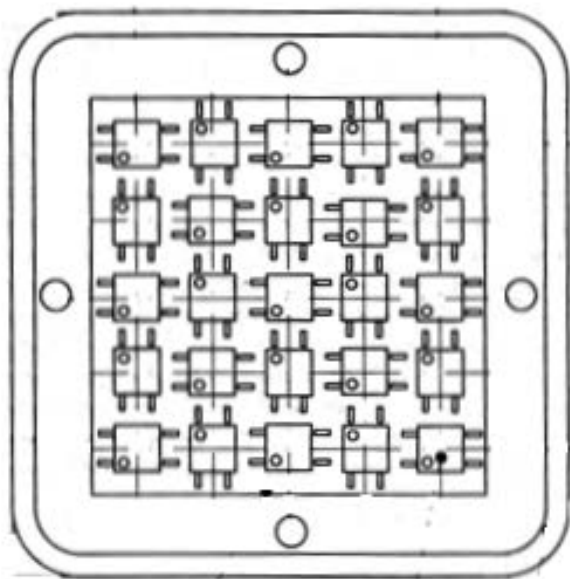


Рис. 2. Расположение датчиков на квадратной матрице температурного сканера

Полимерное основание матрицы, на которое контактным клеем прикрепляются датчики, выполнено из трёх склеенных между собой слоёв эластичного пористого материала ЭВА (этилвинилацетат) толщиной 7 мм. Во внешнем слое, к которому приклеены датчики, имеются отверстия диаметром 1,5 мм, через которые проходят жгутики из трёх скрученных выводных проводов каждого датчика, а в двух других слоях – отверстия диаметром 3,5 мм, которые позволяют жгутикам в форме спирали свободно деформироваться при нажатии на сканер. Такая эластичная конструкция обеспечивает большой ресурс использования сканера без обрывов выводов и возможность надёжного термографирования выпуклых новообразований. Кроме того, пористое основание матрицы обеспечивает малую теплопроводность между плотно упакованными датчиками и малую инерционность.

Важным является выбор материала, из которого выполнены выводные провода датчиков. Использование обычных медных проводов типа ПЭВ, МГТФ и др. приводит к недопустимому паразитному теплоотводу от дат-

чиков, что может исказить природное распределение температуры на коже. В разработке были использованы манганиновые провода с малой теплопроводностью ПЭШОММ–0,1 мм, теплопроводность которых в 13 раз меньше теплопроводности медных проводов такого же диаметра. Увеличение активного сопротивления этих проводов по сравнению с медными не ухудшает метрологических характеристик сканера, поскольку датчики являются цифровыми микропроцессорами и сопротивление их выводов не влияет на процесс преобразования температуры в цифровой код.

Сканер имеет нечётное число датчиков ( $5 \times 5 = 25$ ), благодаря чему один из них расположен непосредственно в центре матрицы. При термографировании теплового поля вокруг пигментного новообразования малого размера (порядка 3–5 мм) сканер позиционируется на исследуемом участке кожи таким образом, чтобы этот центральный датчик размещался точно над невусом и регистрировал его температуру. Тогда остальные датчики будут передавать информацию о тепловом поле вокруг новообразования. В результате исключается потеря данных из-за дискретности матрицы.

Для защиты от внешних радиационных тепловых помех матрица сканера помещена в экран из полированного алюминиевого сплава Д16, обеспечивающий изотермическое окружение матрицы. На поверхности экрана имеется метка, которая при получении термограммы ориентируется в сторону головы пациента. Это исключает неоднозначность интерпретации термограммы. Эргономичная полимерная рукоятка позволяет оператору удобно держать сканер в руке. С целью асептики матрица сканера при обследовании покрывается тонкой одноразовой полимерной плёнкой, не влияющей на точность измерений. Общий вид сканера представлен на рис. 3.

В состав аппаратуры входит и одиночный контактный цифровой термометр (рис. 4). В нём также использован термопреобразователь DS18B20U. Термометр предназначен для тер-

мографирования подозрительных новообразований дифференциальным статическим методом в труднодоступных местах поверхности тела, где затруднено даже тепловизионное термографирование.

В разработанном комплексе аппаратуры охлаждение участка кожи с исследуемым новообразованием в динамическом способе термографирования осуществляется с помощью полупроводникового элемента Пельтье, площадь которого перекрывает этот участок кожи. Такой современный метод охлаждения очень удобен, поскольку исключаются газообразные, жидкие или твёрдые хладоагенты и соответствующие рефрижераторы, применяемые в работах [16–21]. Особенно это преимущество ценно для мобильного варианта обследования. Тепловой поток, который отводится от кожи, пропорционален электрическому току, проходящему через элемент Пельтье. Благодаря этому становится легко управлять процессами охлаждения и стабилизации температуры обычными схемотехническими методами электроники. Так же просто достигается однородность температуры охлаждаемой поверхности кожи в конце процесса охлаждения. Созданное охлаждающее устройство малоинерционное, лёгкое, компактное и простое в обслуживании.

В комплексе использован элемент Пельтье типа ТЕС1-127040-40 с площадью  $40 \times 40$  мм, перекрывающий площадь матрицы сканера  $25 \times 25$  мм. Элемент зажат между алюминиевым башмаком и радиатором. Назначение башмака из материала с большой теплопроводностью на одной из поверхностей элемента – получить однородное распределение температуры и обеспечить хороший контакт с кожей. Радиатор предназначен для отвода тепла от противоположной (горячей) поверхности элемента. Для улучшения отвода тепла радиатор оснащён малогабаритным вентилятором. На холодной поверхности элемента размещён также термисторный датчик температуры, который задействован в системе стабилизации



Рис. 3. Общий вид температурного сканера



Рис. 4. Общий вид одиночного контактного цифрового термометра

температуры башмака и, соответственно, охлаждаемого участка кожи. Вся эта конструкция размещена в кожухе, снабжённом эргономичной рукояткой, и с помощью кабеля подсоединяется к блоку терморегулятора.

Регулятор температуры является аналоговым устройством, в котором термистор включён в одно из плеч резисторного моста, а для усиления сигнала ошибки используется операционный усилитель К140УД17. Ключевым

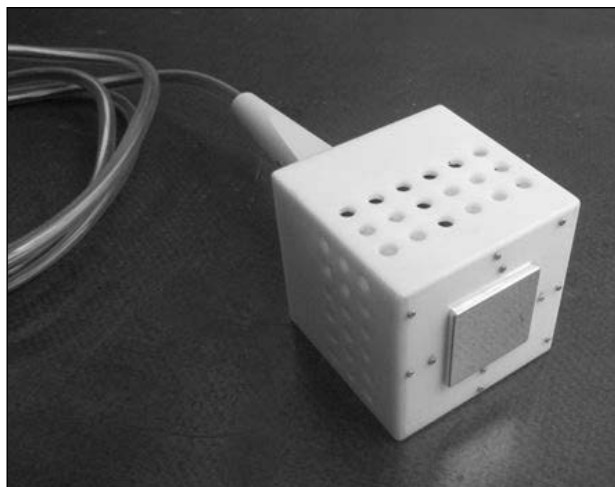


Рис. 5. Общий вид охлаждающего устройства

элементом, управляющим током элемента Пельтье, является полевой транзистор IRF630. Регулятор снабжён светодиодным индикатором достижения выбранной температуры охлаждения 15 °С, не вызывающей дискомфорта. Испытания показали, что для получения однородного распределения температуры на коже достаточно 2 мин охлаждения. Это свидетельствует об эффективности предложенного способа охлаждения. Общий вид охлаждающего устройства приведен на рис. 5.

Точное позиционирование сканера и охлаждающего устройства относительно подозрительного невуса производится с помощью трафарета из прозрачной полимерной пластины. На трафарете имеется перекрестье, центр которого совмещается с центром невуса. На четырёх лучах, образующих перекрестье, расположены четыре отверстия, отвечающие размерам квадратного экрана сканера и четыре отверстия, отвечающие размерам кожуха охладителя. Через эти отверстия хирургическим маркером на тело пациента наносятся позиционирующие метки. Эти метки, кроме того, служат для согласования масштабов цифровой фотографии новообразования и его температурной карты на мониторе компьютера.

## ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Компьютерная программа написана на Visual Basic v.6 для платформ Windows XP и Windows 7 и обеспечивает три режима работы: 1) матричный без предварительного охлаждения объекта исследований, 2) матричный с предварительным охлаждением объекта и 3) режим одиночного термометра.

*Первый режим* предназначен для термографирования протяжённых по площади объектов, превышающих размер матрицы сканера. Термограмма получается путём последовательного позиционирования сканера на смежных участках кожи и измерения распределения температуры на этих участках (позициях). Полная термограмма складывается, как мозаика, из термограмм позиций. В этом режиме программа осуществляет диалог с датчиками по протоколу однопроводной шины MicroLAN, верификацию показаний датчиков, формирование мозаичной термограммы, согласование масштабов и привязку термограммы и фотографии объекта, расчёт статистических параметров термограммы (таких, как средняя, минимальная и максимальная температуры, площади изотермических зон и др.), управление выводом данных на экран и сохранением их в файле.

*Второй режим* (с предварительным охлаждением) позволяет осуществлять динамическое термографирование поверхности кожи. В нём программа кроме перечисленных в предыдущем пункте функций осуществляет управление охлаждением исследуемого участка кожи и кадровый съёмкой термограмм в процессе его отогревания. При отогревании предварительно охлаждённого участка кожи на экран в реальном масштабе времени через заданные его промежутки выводятся кадры термограмм этого участка, их статистические температурные параметры, а также графики показаний датчиков сканера, сгруппированные по заданному алгоритму. Эти графики позволяют наглядно продемонстрировать ход отогревания области невуса и окружающих его участков кожи и зафиксировать момент их макси-



мального расхождения. Величина этого максимального расхождения является одним из основных параметров, позволяющих делать вывод о характере новообразования.

*Третий режим* – режим одиночного датчика – предназначен для оперативного контроля температуры кожи в труднодоступных местах. В нём на экран в виде непрерывно достраиваемого графика через равные промежутки времени выводятся показания одиночного датчика, образуя наглядную картину температурного процесса; при этом есть возможность с помощью курсора мыши или клавиатуры вывести на экран в цифровом виде показание из любой точки графика.

### МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ

Методика диагностики с помощью разработанной аппаратуры сводится к следующей последовательности операций, которые должны выполняться перед дерматоскопическими исследованиями:

1) один раз, в начале рабочей смены, производится процедура «калибровки» сканера, целью которой является проверка работоспособности 25-и датчиков сканера и выравнивания их передаточных характеристик с точностью до единицы дискретности преобразования температуры (0,0625 °C). С этой целью компьютер опрашивает все датчики сканера, заранее помещённого в изотермический термостат термографа ТКЦ-1 [22], и вносит индивидуальные поправки, рассчитанные по отношению к средней температуре всей матрицы; эта процедура длится не более двух минут;

2) проводят маркировку выбранного участка кожи с подозрительным новообразованием; накладывают трафарет таким образом, чтобы перекрестье в нём совпало с центром новообразования; через 8 отверстий трафарета хирургическим маркером наносят на кожу метки для элемента Пельтье и матричного сканера;

3) осуществляют цифровое фотографирование участка кожи с новообразованием и нанесёнными маркерными метками;

4) охлаждают размеченный участок кожи охлаждающим устройством, которое позиционируют по внешним маркерным меткам;

5) снимают охлаждающее устройство, а к охлаждённому участку прикладывают с лёгким прижимом матричный сканер, позиционируя его по внутренним маркерным меткам (сигнальный процессор во время отогрева участка кожи через заданные интервалы времени (от 5 до 30 с) опрашивает все датчики сканера и строит промежуточные термограммы);

6) оператор выводит на экран монитора полученную последовательность термограмм и выбирает одну из них с максимальным тепловым контрастом, т. е. хорошо выраженной термофизиологической аномалией;

7) оператор выводит также численные статистические параметры, такие, как средняя, минимальная, максимальная температуры термограммы, площади температурных зон и др.;

8) на основании полученных температурных карт и согласованных с ними по масштабу фотографий новообразований и статистических параметров врач-диагност делает выводы об отсутствии или наличии патологии или об эффективности лечения.

### АПРОБАЦИЯ КОМПЛЕКСА В КЛИНИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ

Апробация комплекса проводилась в Городском клиническом кожно-венерологическом диспансере № 1 г. Донецка как на пациентах с пигментными новообразованиями при первичном осмотре, так и на пациентах с установленным диагнозом «меланома». Так, при использовании динамической методики контактного термографирования термостимуляция участка кожи, окружающего новообразование, производилась путём охлаждения до температуры 15 °C. Было обследовано более 50-и пациентов.

На рис. 6 (см. цветную вклейку) приведены термограмма и фотография новообразования у пациента с диагнозом «диспластический невус». Здесь и далее масштабные сетки на фотографиях и термограммах имеют одинаковые геомет-

рические размеры, а сами масштабы фотографий и термограмм согласованы путём совмещения меток на теле, нанесенных маркером через трафарет, с метками (кружочками) на масштабной сетке фотографии. Цветовая палитра отображает изменения температуры от минимальной до максимальной цветами от синего до красного [9]. Чётко видно, что на термограмме в области новообразования нет гипертермической зоны, что свидетельствует об отсутствии пролиферативных процессов, а следовательно об отсутствии злокачественного перерождения новообразования. Эта термограмма типична для доброкачественных пигментных новообразований.

На рис. 7 (см. цветную вклейку) представлена термограмма с существенной областью гипертермии с перепадом температур 3 °С. Край зоны гипертермии совпадает с видимым новообразованием, но простирается гораздо шире. С учетом большой величины наблюденной гипертермии, её положения, размеров и формы пациент с подозрением на злокачественное перерождение новообразования направляется на дальнейшие обследования традиционными методами.

На рис. 8 и 9 (см. цветную вклейку) представлены данные обследования пациентов с предварительно установленным диагнозом «меланома». Чётко выражены зоны гипертермии с перепадом температуры 3,8 и 5,7 °С соответственно.

Таким образом, можно утверждать, что электронная контактная термография в динамическом режиме способна различать доброкачественные и патологические новообразования, благодаря чему она является перспективным новым методом, позволяющим при совместном использовании с дерматоскопией повышать достоверность ранней диагностики меланомы кожи.

Авторы признательны врачу-дерматовенерологу Соболю Ю.В. за участие в испытаниях комплекса.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Дубенский В.В., Редько Р.В., Гармонов А.А. Новообразования кожи в практике дерматовенеролога // Тверь: Триада. – 2002. – 148 с.
2. Анисимов В.В., Вагнер Р.И., Барчук А.С. Меланома кожи // СПб.: Наука. – 1995. – 152 с.
3. Меланома кожи: достижения и перспективы в диагностике и лечении. Актуальная информация // Онкология. – 2013. – Т. 15, № 2. – С. 97–103.
4. Мартынюк В.В. Роль пигментных невусов в развитии меланомы кожи // Эксперим. клин. дерматокосметол. – 2005. – №3. – С. 4–9.
5. Соколов Д.В., Демидов Л.В., Потеев Н.Н. и др. Методы неинвазивной диагностики меланомы кожи // Klin Dermatol Venerol. – 2008. – V. 4. – P. 6–9.
6. Мерабишвили В.М. Злокачественная меланома – современные тенденции (заболеваемость, смертность, диагностика и морфологическая верификация) // Вопр. онкол. – 2006. – Т. 52, № 3. – С. 275–287.
7. Термограф контактный цифровой ТКЦ-1, ТУ У 33.1-05420497-001:2007 // Наказ Держлікслужби України №467 від 08.06.2012 р.
8. Термографія: застосування термографа контактного цифрового ТКЦ-1 для масового обстеження та диспансерного нагляду за патологією молочних залоз у закладах первинної медичної допомоги. Методичні рекомендації. // Міністерство охорони здоров'я України та ін. – Київ. – 2013. – 40 с.
9. Приходченко В.В., Думанский Ю.В., Приходченко О.В. и др. Применение контактного цифрового термографа ТКЦ-1 в диагностике заболеваний молочных желез. Руководство для врачей. / Издание второе, переработанное // ВЕБЕР. – Донецк. – 2012. – 189 с.
10. The Biomedical Engineering Handbook / Third Edition, Medical Devices and Systems, Chapter 25 Infrared Imaging of Breast // CRC Press. – 2006. – www.breastthermography.com/articles/BT%20Overview%20Chapter%2025.pdf.
11. Приходченко В.В., Приходченко О.В., Білошенко В.О. та ін.. Можливості контактної цифрової термографії у ранній доклінічній діагностиці раку молочної залози // Онкологія. – 2009. – Т. 13, № 2. – С. 125–129.
12. Курников Г.Ю. Инфракрасная термометрия в дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных новообразований кожи // Современная техника в медицине СТМ. – 2010. – № 3. – С. 77–79.
13. Novak O.P., Bilyns'kyi B.T. Thermography in the complex examination of patients with skin melanoma // Likarska Sprava. – 1992. – № 11–12. – P. 66–69.
14. Mikylska D. Thermographic examination of cutaneous melanocytic nevi // Ann. Acad. Stetin. – 2009. – Vol. 55 (1). – P. 31–38.
15. Shada A.L., Dengel L.T., Petroni G.R. et al. Infrared Thermography of cutaneous melanoma metastases // J. Surg. Res. – 2013. – № 182. – E 9–14.
16. Burug T.M., Schumann S., Pfaffmann L. et al. Scin-tumor classification with functional infrared imaging // Proc.

- Eight IASTED Int. Conf. SIGNAL AND IMAGING PROCESSING. – USA. – Honolulu. – 2006. – Aug. 14–16. – P. 313–322.
17. *Herman C., Cetingul M.P.* Quantative Visualisation and Detection of Skin Cancer Usung Dynamic Thermal Imaging // *J.Vis. Ex.* – 2011. – V. 51. – P. 26–79.
  18. *Herman.C.* Emerging technologies for the detection of melanoma: achieved better outcomes // *Clin Cosmet Investing Dermatol.* – 2012. – № 5. – P. 195–2012.
  19. *Herman C.* The Role of Dynamic Infrared Imaging in Melanoma Diagnosis // *Expert Rev. Dermatol.* – 2013. – Vol. 8(2). – P.177–184.
  20. *Herman C., Alani R., Cetingul M.P.* High-resolution infrared imaging for enhanced detection, diagnosis, and treatment of cutaneous lesions // *Pat. US 2011/02309 4 2A1.* – 22 Sept. 2011.
  21. *Herman C.* Three-dimentional thermal imaging for the detection of skin lesions and other natural and abnormal conditions // *Pat. US 2013/0116573A1.* – 9 May 2013.
  22. *Белошенко В.А., Дорошев В.Д., Карначёв А.С. и др.* Комплекс аппаратуры для ранней диагностики онкологических заболеваний методом контактной цифровой термографии // *Наука та інновації.* – 2007. – Т. 3, № 5. – С. 11–25.
  23. *Карначёв А.С., Белошенко В.А., Титиевский В.И.* Микролокальные сети // *Донецк: Норд Компьютер.* – 2000. – 199 с.

*В.О. Білошенко<sup>1</sup>, В.Д. Дорошев<sup>1</sup>,  
О.С. Карначов<sup>1</sup>, І.В. Куценко<sup>2</sup>, Ю.О. Службін<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Донецький фізико-технічний інститут  
ім. О.О. Галкіна НАН України, Донецьк

<sup>2</sup> Донецький міський шкірно-венерологічний  
диспансер № 1, Донецьк

**КОМПЛЕКС АПАРАТУРИ  
ДЛЯ ДИНАМІЧНОЇ ЕЛЕКТРОННОЇ КОНТАКТНОЇ  
ТЕРМОГРАФІЇ МЕЛАНОМИ ШКІРИ**

Розроблено комп'ютеризований комплекс апаратури для динамічної електронної контактної термографії ме-

ланоцитарних новоутворень шкіри. Розроблено та виготовлено охолоджуючий пристрій на основі елемента Пельтьє, температурний матричний сканер з інтелектуальними перетворювачами *температура – цифровий код* і спеціалізоване програмне забезпечення для візуалізації температурних мап та їх первинної математичної обробки. Експериментально обґрунтована перспективність спільного застосування комплексу з дерматоскопією для підвищення достовірності ранньої діагностики меланоми шкіри.

*Ключові слова:* меланома шкіри, термограф контактний цифровий ТКЦ-1, динамічна термографія.

*V. Biloshenko<sup>1</sup>, V. Doroshev<sup>1</sup>,  
O. Karnachov<sup>1</sup>, I. Kutsenko<sup>2</sup>, Yu. Sluzhbin<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> O.O.Galkin Donetsk Institute  
for Physics and Engineering, NAS  
of Ukraine, Donetsk

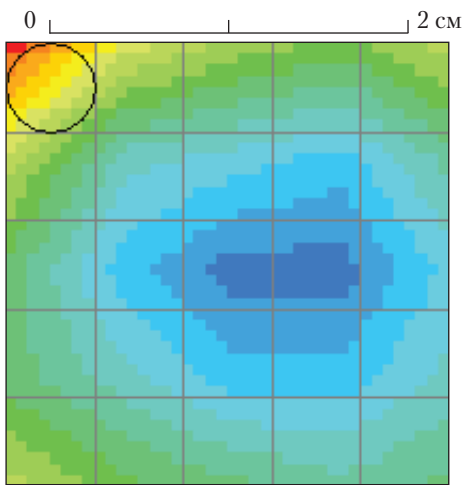
<sup>2</sup> Donetsk municipal dermatovenerologic  
dispensary № 1, Donetsk

**EQUIPMENT FOR DYNAMIC  
ELECTRON CONTACT THERMOGRAPHY  
OF SKIN MELANOMA**

The computer-assisted equipment complex for dynamic electron contact thermography of skin melanoma was developed. The cooling device on the basis of Peltier cell, matrix scanner with intellectual converters «temperature/digital code» and original customized software for visualizing temperature maps and their primary mathematical processing were created. Prospects in combined use of complex and dermatoscopy to improve the validity of skin melanoma early diagnostics are experimentally proved.

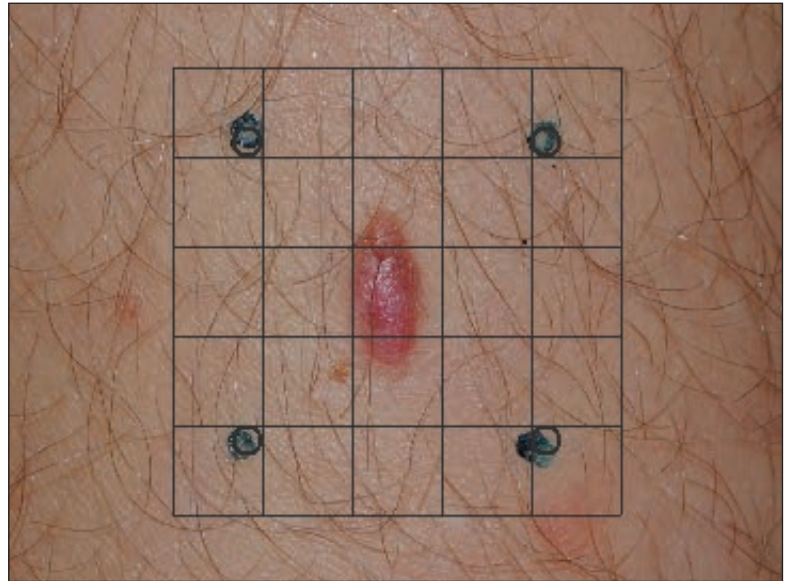
*Key words:* skin melanoma, digital contact thermograph DCT-1, dynamic thermography.

Стаття надійшла до редакції 06.06.14

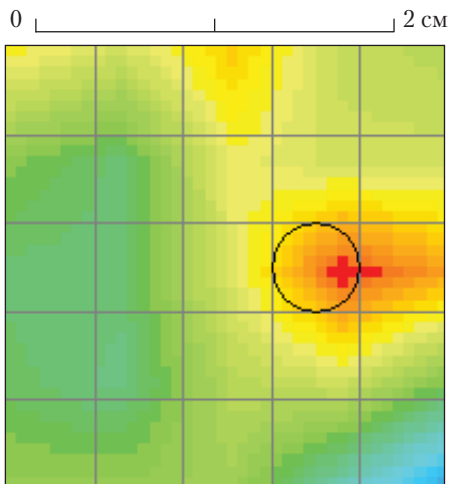


Нормированная термограмма  
Кадр 12

Фотография объекта

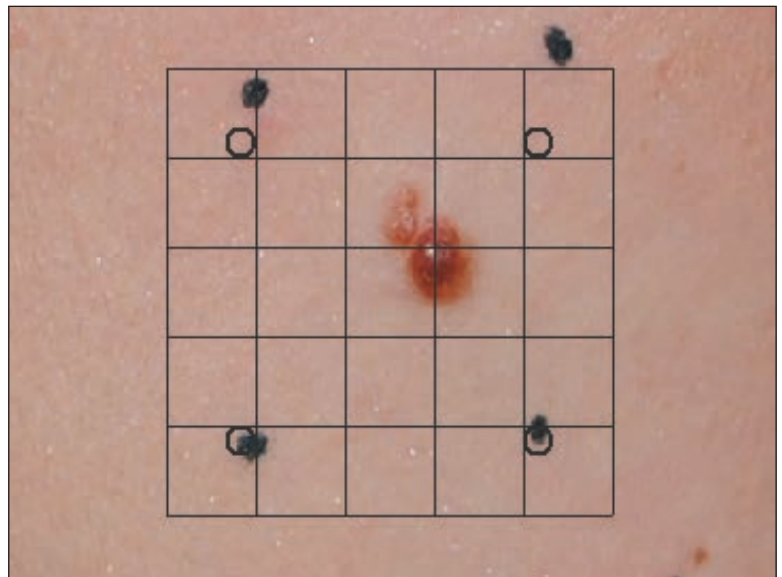


**Рис. 6.** Термограмма и фотография новообразования у пациента с диагнозом «диспластический невус» без злокачественного перерождения



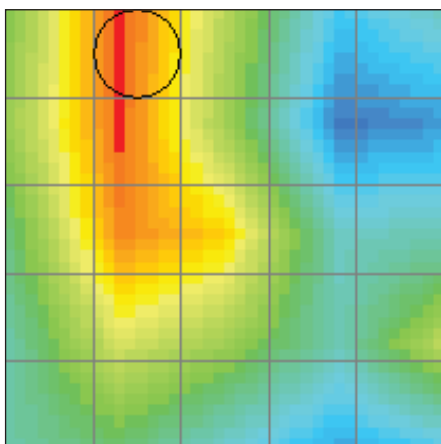
Нормированная термограмма  
Кадр 7

Фотография объекта



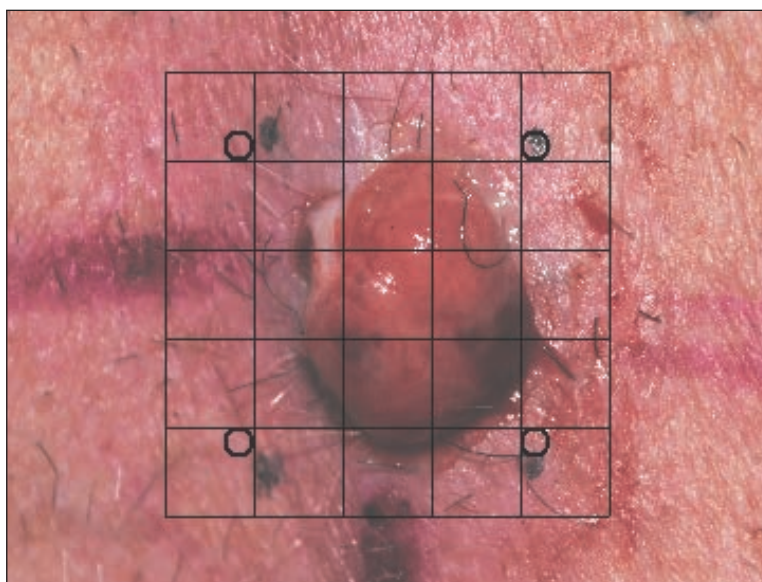
**Рис. 7.** Термограмма и фотография новообразования у пациента при первичном осмотре. Обнаружена подозрительная гипертермия

0 \_\_\_\_\_ 2 см



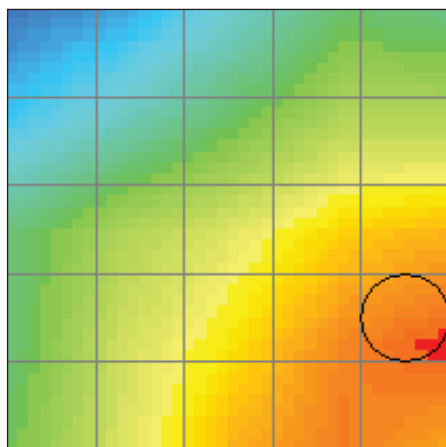
Нормированная термограмма  
Кадр 7

Фотография объекта



**Рис. 8.** Термограмма и фотография новообразования у пациента N с установленным диагнозом «меланома»

0 \_\_\_\_\_ 2 см



Нормированная термограмма  
Кадр 3

Фотография объекта



**Рис. 9.** Термограмма и фотография новообразования у пациента NN с установленным диагнозом «меланома»