Применение инфракрасной термографии в области донорства и трансплантации органов: состояние вопроса и первые собственные результаты

Сушков А.И., Мальцева А.П., Рудаков В.С., Губарев К.К., Восканян С.Э.

Федеральное государственное бюджетное учреждение «Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна», 123098, г. Москва, Российская Федерация

ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ

Сушков Александр Игоревич –
кандидат медицинских наук,
заведующий лабораторией новых
хирургических технологий
ФГБУ ГНЦ ФМБЦ
им. А.И. Бурназяна ФМБА России
(Москва, Российская Федерация)
E-mail: sushkov.transpl@gmail.com
<https://orcid.org/0000-0002-1561-6268>

Ключевые слова:

трансплантация
печени, инфракрасная
термография

Актуальность. Температура донорских органов во время консервации и трансплантации может влиять на состояние их внутритканевого метаболизма и начальную функцию, отражать адекватность кровоснабжения. Инфракрасная термография (ИКТ) позволяет проводить бесконтактные измерения температуры по множеству точек поверхности объекта, поэтому представляется перспективным методом для проведения исследований при пересадке органов.

Цель – проанализировать опыт и актуальные результаты использования ИКТ в клинической и экспериментальной медицине, в том числе при трансплантации органов. Определить температурные характеристики печени посмертных и живых доноров при их статической холодовой консервации и во время трансплантации в реальной клинической практике.

Материал и методы. Поиск научных публикаций осуществлялся в библиографических базах eLIBRARY и MEDLINE. Из первоначально идентифицированных работ отбирали соответствующие теме исследования и классифицировали их по области применения ИКТ и хронологии.

В практическую проспективную часть исследования включено 11 трансплантатов печени, из них 7 – целая печень посмертного донора, 4 – правая доля печени родственного донора. Для получения и анализа термограмм использовали тепловизор Guide D160 thermal imager и программное обеспечение. ИКТ выполняли во время обработки трансплантатов (back-table), тепловой ишемии, портальной, артериальной реперфузии.

Результаты. ИКТ используется во многих разделах медицины, при этом в клинической практике наиболее часто в реконструктивно-пластической хирургии. В области донорства и трансплантации – существенно реже, однако в последние годы отмечается рост количества публикаций. В собственной серии наблюдений независимо от типа донора и длительности холодовой ишемии медианы температуры всех органов были значимо выше 4 °C и лежали в интервале от 7,7 до 12,4 °C – для трансплантатов от посмертных доноров и от 13,4 до 16,8 °C – для фрагментов печени родственных доноров. Во время трансплантации наибольшую скорость нагревания органов наблюдали в период тепловой ишемии и в промежутке между портальной и артериальной реперфузией: 0,22 °C/мин [0,18–0,32] и 0,30 °C/мин [0,22–0,41] соответственно. Сразу после восстановления артериального кровоснабжения отмечали быстрый, статистически значимый рост температуры органов: с 28,8 °C [27,7–31,1] до 33,8 °C [32,5–34,9], $p=0,012$.

Заключение. ИКТ – перспективный метод для исследований в области донорства и трансплантации органов. Температурные характеристики можно использовать для оценки качества донорского органа, прогнозирования его начальной функции, а также для оценки адекватности кровоснабжения.

Финансирование. Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (грант № 19-75-10040).

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования: Сушков А.И., Мальцева А.П., Рудаков В.С., Губарев К.К., Восканян С.Э. Применение инфракрасной термографии в области донорства и трансплантации органов: состояние вопроса и первые собственные результаты // Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал имени академика Б.В. Петровского. 2021. Т. 9, № 2. С. 96–107. DOI: <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2021-9-2-96-107>

Статья поступила в редакцию 19.05.2020. **Принята в печать** 15.04.2021.

The use of infrared thermography in organ donation and transplantation: state of the issue and own results

Sushkov A.I., Maltseva A.P., Rudakov V.S., Gubarev K.K., Voskanyan S.E.

Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency of Russia, 123098, Moscow, Russian Federation

Background. The temperature of donor organs during preservation and transplantation can affect the interstitial metabolism state and their initial function, as well as reflect the adequacy of blood supply. Infrared thermography (IRT) allows to conduct non-contact temperature measurements on number of points on the organ surface, so it seems to be a promising method for experimental and clinical trials in the field of organ donation and transplantation.

Material and methods. The search for scientific publications was carried out in the bibliographic databases elibrary and Medline. From the initially identified works, relevant papers were selected and classified by IRT application area and timeline.

The practical prospective part of the study included eleven liver transplants: 7 – the whole liver from deceased donors, 4 – the right lobe from living-related donors. To obtain and analyze thermograms, the Guide D160 thermal imager and software were used. IRT was performed during the back-table procedure, warm ischemia, portal and arterial reperfusion.

Results. IRT is used in many fields of medicine, while in clinical practice it is most often used in reconstructive and plastic surgery. In the field of donation and transplantation – much less often, but in recent years there has been an increase in the number of studies.

In our own series, regardless of the type of donor and duration of cold ischemia, the median temperatures of all organs were significantly higher than 4 °C and lay in the range from 7.7 to 12.4 °C for deceased donor grafts and from 13.4 to 16.8 °C – for living donor grafts. During transplantation, the highest organ heating rate was observed during warm ischemia and in the period between portal and arterial reperfusion: 0.22 °C/min (0.18–0.32) and 0.30 °C/min (0.22–0.41), respectively. Immediately after arterial reperfusion, a rapid, statistically significant increase in organ temperature was observed: from 28.8 °C (27.7–31.1) to 33.8 °C (32.5–34.9), $p=0.012$.

Conclusion. IRT is a promising method for research in the field of organ donation and transplantation. Temperature characteristics can be used to assess the quality of the donor organ, predict its initial function, and also assess the adequacy of blood supply.

Funding. The study was supported by Russian Science Foundation grant (Project No. 19-75-10040)

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

For citation: Sushkov A.I., Maltseva A.P., Rudakov V.S., Gubarev K.K., Voskanyan S.E. The use of infrared thermography in organ donation and transplantation: state of the issue and own results. *Clinical and Experimental Surgery*. Petrovsky Journal. 2021; 9 (2): 96–107. DOI: <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2021-9-2-96-107> (in Russian)

Received 19.05.2020. **Accepted** 15.04.2021.

CORRESPONDENCE

Alexander I. Sushkov – MD, Head of Laboratory of New Surgical Technologies, Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency of Russia (Moscow, Russian Federation)

E-mail: sushkov.transpl@gmail.com
<https://orcid.org/0000-0002-1561-6268>

Keywords:

liver transplantation,
infrared thermography

Учитывая сохраняющийся дефицит донорских органов и растущую потребность в трансплантациях, сегодня в клинической практике все чаще используются трансплантаты, полученные от доноров с расширенными критериями. Это позволяет выполнять большее количество операций, снижать смертность в листе ожидания, однако одновременно увеличивает риск плохой начальной функции пересаженных органов, частоту их утрат, а также потребность в ретрансплантациях, в том числе urgentных [1–4]. В связи с этим большую актуальность приобретают исследования, направленные на поиск объективных и достоверных предикторов жизнеспособности и функциональной

полноценности донорских органов. Температура – один из наиболее важных факторов, влияющих на структурное и функциональное состояние органа [5]. При использовании гипотермических методов консервации (изолированно или в комбинации с нормо- или субнормотермическими режимами перфузионного хранения) диапазон неоднократных изменений температуры органа на пути от донора к реципиенту составляет 30–35 °C. Изучение взаимосвязи температурных характеристик донорского органа во время изъятия, хранения, транспортировки и трансплантации с его начальной функцией представляется перспективным направлением фундаментальных и клинических исследований.

Измерение температуры донорских органов сопряжено с определенными трудностями, особенно в клинической практике. Наиболее простым техническим решением может быть использование контактных инвазивных или неинвазивных датчиков. Однако таким способом можно определить только температуру точки контакта датчика с объектом, нельзя исключить контаминацию, а при выполнении инвазивных измерений – повреждения структур органа.

В течение последних 20 лет все большую распространённость, в том числе для медицинских приложений, приобретает метод инфракрасной термографии (ИКТ), не имеющий описанных выше недостатков контактных измерений. Принцип ИКТ заключается в измерении интенсивности электромагнитного излучения в инфракрасном спектре, исходящего от объекта, и преобразовании полученных данных в значение температуры. Современные тепловизоры регистрируют инфракрасное (ИК) излучение при помощи матрицы чувствительных датчиков – болометров. Для фокусировки сигнала на матрице используются линзы из прозрачного в инфракрасном спектре материала, например из кварца. Некоторые приборы для ускорения регистрации сигнала снабжены системой охлаждения матрицы. Такое дополнение увеличивает размеры и стоимость устройства, поэтому используется в стационарных тепловизорах. В практической медицине чаще применяются портативные аппараты без охлаждения матрицы, поэтому для получения термограммы требуется несколько секунд. Этот недостаток не так значим на фоне преимуществ портативных приборов – их доступности и компактных размеров.

Потенциал ИКТ для оценки соматического статуса пациентов или описания течения определенных заболеваний активно исследовался с 1980-х гг. Снижение популярности тематики в начале 1990-х гг., вероятно, указывает на ограничения, с которыми столкнулись ученые и клиницисты: с одной стороны, диагностические возможности ИКТ для амбулаторных пациентов с хроническими заболеваниями (сахарный диабет, атеросклеротическая болезнь) были исчерпаны, а с другой – технические возможности (устройство и характеристики аппаратов) не позволяли применять термографию в других областях медицины. К началу 2000-х гг. в практической медицине выделился целый ряд самостоятельных высокотехнологичных и узкоспециализированных направлений. Новые технологии и оборудование позволили врачам работать с анатомическими структурами и зонами, требующими высокой точности действий. Быстрые и малоинвазивные диагностические методы стали особо востребованы в реконструктивно-пластической, нейро- и микрососудистой хирургии, при внутрисосудистых манипуляциях, трансплантации органов.

Параллельно с изменением потребностей менялись технические возможности визуализации температурных данных: контактные устройства стали быстрее и точнее, датчики для инвазивных измерений – миниатюрными. Бесконтактные устройства повысили скорость реакции, улучшили разрешающую способность, стали мобильнее и доступнее. Вероятно, эти обстоятельства во многом объясняют вновь возросший интерес исследователей к методу ИКТ в биологии и медицине.

Результаты использования инфракрасной термографии в клинических исследованиях

Существует два подхода к оценке температурных изменений при использовании ИКТ: наиболее часто проводится наблюдение за объектом в процессе манипуляции; реже – стресс-тест с предварительным охлаждением, когда параметрами измерения являются скорость и равномерность восстановления температуры исследуемой зоны [6]. Кроме того, возможно сочетанное применение ИКТ с другими методами визуализации, например совмещение интраоперационных термограмм с данными магнитно-резонансной томографии при операциях на головном мозге [7]. В травматологии и пластической хирургии ИКТ используется при разметке тканей для формирования кожно-мягкотканых аутоотрансплантатов на сосудистой ножке – точная идентификация питающих сосудов и определение границ тканей, способных сохранить жизнеспособность в отсутствие коллатерального кровоснабжения, необходимы для получения адекватного трансплантата и его приживления. Включение в протокол предоперационного планирования ИКТ позволяет уточнить данные ультразвукового исследования и компьютерной ангиографии, сделать подход к диагностике гибким и индивидуальным. Методика широко применяется при разметке аутоотрансплантатов на бедре [8–10], голени [11], передней брюшной стенке [12], молочной железе [13], голове [14].

Ведение пациентов в послеоперационном периоде тоже может сопровождаться регулярной регистрацией термограмм, это позволяет оценивать кровоснабжение трансплантированного лоскута и жизнеспособность краевых зон [15, 16]. В настоящее время исследования направлены на ускорение диагностики: так, разметка перфорантов на поверхности бедра может занимать около 3 мин, а также на удешевление аппаратной базы – оптимизация процесса под возможности ИК-камеры, подключенной к смартфону [13]. Описана разработка специализированного программного обеспечения для разметки кожно-мягкотканых лоскутов передней брюшной стенки [12]. В хирургической офтальмологии картирование температуры роговицы

помогает отследить неравномерность ее нагрева и предотвратить травму, что позволяет сравнивать безопасность различных хирургических методик для тканей глаза [17].

Температурный профиль поверхности тела человека отражает интенсивность метаболических процессов в подлежащих тканях. Регистрация отклонений от нормы может быть использована для оценки состояния внутренних органов. Например, была показана диагностическая ценность ИКТ для идентификации «горячих» узлов щитовидной железы [18]. При проведении спинальной анестезии ИКТ-мониторинг области лица использовался для быстрой и чувствительной диагностики дыхательной недостаточности [19]. Возможности регистрации температурного профиля исследуются и в неонатологии: кроме важности пристального и неинвазивного мониторинга новорожденных и недоношенных детей, малая вариабельность пропорций тела и минимальная толщина подкожной клетчатки сделали ИК-термографию перспективной методикой. Описана возможность совмещения термограммы с 3D-моделью тела новорожденного. Методика позволяет проводить высокочувствительный неинвазивный мультифакторный анализ состояния пациента, регистрировать температуру, параметры дыхания и гемодинамики, термограммы также можно использовать в качестве вспомогательной диагностики патологий: желтухи, нарушения водно-электролитного баланса, сепсиса [20].

ИКТ может эффективно применяться и при открытых хирургических вмешательствах, когда поверхность внутренних органов становится доступна визуальной оценке. В этом случае температура поверхности отражает качество перфузии тканей, что является важной характеристикой органов со слабовыраженным коллатеральным кровотоком, таких как сердце и головной мозг. Если для клипирования аневризмы мозговых артерий проводится краниотомия, термография поверхности коры больших полушарий становится очень чувствительным инструментом оценки перфузии головного мозга [21].

В кардиохирургии ИКТ можно использовать для контроля кардиopleгии – это позволяет достичь оптимального результата при перфузии, избежать электролитных нарушений, предотвратить избыточного расхода кардиopleгического раствора [22]. Еще одно применение в кардиохирургической практике – трансэзофагеальная ИКТ при радиочастотной абляции предсердий как способ контроля температурного режима для снижения риска повреждения стенки пищевода [23].

Использование бесконтактной термометрии в качестве экспресс-метода для выявления людей с симптомами респираторной инфекции обсуж-

дается с конца 2000-х гг. В свете повторяющихся вспышек острых респираторных заболеваний дискуссия о целесообразности подобного подхода регулярно оживляется. Несмотря на техническое удобство ИКТ для массового скрининга достоверность получаемых данных сомнительна. Основные проблемы заключаются в необходимости регистрации температурного профиля на протяжении некоторого времени и оценке индивидуальных особенностей термограмм, что не может быть адекватно выполнено не только при исследовании потока людей, но и в стационаре. Так, результаты сравнительного исследования методов термометрии у детей показали худшие параметры точности ИКТ по сравнению со спиртовыми термометрами [24].

Кроме того, проведение ИКТ в помещениях с большим скоплением людей, а тем более на улице осложняется постоянно изменяющимися температурой и влажностью окружающей среды, что существенно снижает точность измерений. Некоторые авторы, помимо низкой эффективности методики, также указывали на появление ложного психологического эффекта защищенности среди населения [25–27]. На сегодняшний день одним из направлений повышения точности экспресс-тестирования является расширение спектра исследуемых характеристик: кроме температуры, измеряют параметры дыхания и гемодинамики человека, что позволило увеличить чувствительность и специфичность метода до 80–90% [28, 29].

Инфракрасная термография в донорстве и трансплантации органов

Опыт применения ИКТ при трансплантации органов крайне невелик. Тем не менее начиная с 1970-х гг. проводились попытки использовать метод для оценки состояния почечного трансплантата, диагностики инфекционных осложнений и острого отторжения [30–32]. В дальнейшем появление и широкое внедрение в клиническую практику новых инструментальных методов (ультразвуковое исследование, компьютерная и магнитно-резонансная томография, сцинтиграфия) позволило получать достаточный для принятия клинических решений объем диагностических данных, снизив актуальность применения ИКТ. Также этому способствовали техническое несовершенство термографов, сложность использования, их большие размеры и высокая стоимость.

Несмотря на имеющиеся данные о взаимосвязи температуры хранения донорской печени с ее начальной функцией [33–36], мониторинг температуры в течение холодовой консервации и транспортировки не стал рутинной практикой ни при пересадке печени, ни при трансплантации других органов. Более того, в клинических исследова-

ниях в качестве факторов риска плохой начальной функции трансплантатов обычно обсуждаются параметры донора и реципиента, использованный консервирующий раствор, длительность холодовой и тепловой ишемии, а температура органа во время хранения и транспортировки по умолчанию принимается близкой к $+4^{\circ}\text{C}$, что часто не отражает реальную клиническую ситуацию. Например, в 2006 г. R. Villa и соавт. [37], измерив температуру 6 трансплантатов печени инвазивным датчиком, показали, что в течение консервации все они были холоднее $+2^{\circ}\text{C}$, а в 3 случаях температура практически достигала 0°C . Так как эксплантацию и консервацию органов выполняли, четко соблюдая протокол, принятый в Европе, авторы полагают, что реальная температура органов, используемых для трансплантации, ниже $+4^{\circ}\text{C}$, и это следует учитывать при проведении клинических и экспериментальных исследований.

Вопрос выбора оптимального температурного режима актуален, в том числе при разработке технологий перфузионного хранения донорских почек. В эксперименте O'Brien и соавт. [38] с помощью специально разработанных датчиков изучали качество перфузии почек свиньи в зависимости от температуры раствора: $+5$ и $+20^{\circ}\text{C}$. Было отмечено, что оно варьировало в пределах каждого органа и всегда было лучше в области верхнего полюса. При этом лучшая сохранность структур почки наблюдалась при использовании раствора с температурой $+20^{\circ}\text{C}$. Возможным объяснением таких результатов авторы считают рефлекторную вазоконстрикцию в ответ на значительное снижение температуры.

В другом экспериментальном исследовании [39] сравнивали информативность ИКТ, измерения флуоресценции индоцианина зеленого и рентген-артериографии для оценки качества нормотермической перфузии паренхимы почки. Регистрация интенсивности флуоресценции индоцианина зеленого давала более детальную картину, однако авторы не делают однозначных выводов и полагают, что каждый метод можно использовать для оценки перфузии. Возможный вариант повышения информативности ИКТ – использование тепловизоров с большей разрешающей способностью.

Интересны результаты проспективного клинического исследования S. Benjamens и соавт. [40], включившего 152 наблюдения трансплантации почки от живого донора. Сравнивая данные интраоперационной ИКТ с послеоперационной функцией трансплантатов, было установлено, что более высокая температура органа на 10-й минуте вторичной тепловой ишемии была статистически значимо связана со сниженной скоростью клубочковой фильтрации через 3 и 6 мес после пересадки. При этом в рамках рассматриваемой серии наблюдений

продолжительность первичной и вторичной тепловой ишемии, а также срок холодовой консервации достоверно не влияли на функцию пересаженной почки.

Предложенные в 2019 г. Q. Lan и соавт. [41] подход к анализу термограмм печени, полученных во время консервации органа, и статистическая модель, прогнозирующая риск первичного нефункционирования, заслуживают отдельного внимания, так как позволяют сделать оценку результатов ИКТ независимой от оператора. В то же время эта экспериментальная работа имеет существенное ограничение – в анализ было включено только 4 органа свиньи, что отразилось на качестве обучающей и контрольной выборок, поэтому для последующей трансляции разработанного аналитического инструмента в клиническую практику требуется продолжение исследовательских работ.

Предпосылки к использованию и собственные результаты термографии при трансплантации печени

Предпосылкой к использованию ИКТ при пересадке печени стали результаты нашей исследовательской работы, начатой в 2017 г. и посвященной изучению особенностей метаболизма глюкозы в трансплантате печени для ранней диагностики ее дисфункции в посттрансплантационном периоде [42]. Методом микродиализа в течение первой недели после операции производили регулярный сбор проб внутритканевой жидкости трансплантата, в которой определяли уровень глюкозы, лактата, пирувата. Полученные данные сопоставляли с результатами рутинных лабораторных исследований и клиническими исходами операций. Исходный уровень исследуемых показателей и их динамика в течение первых суток после операции позволяли точно прогнозировать начальную функцию пересаженной печени, которую оценивали на 7-е сутки по общепринятым критериям K. Olthoff [43]. Различия между нормально и плохо функционирующими трансплантатами имелись по всем исследуемым параметрам, но наиболее показательной была динамика концентрации лактата, уровень которого при дисфункции уже при первом определении превышал 20 мкмоль/л , что было в 2–5 раз выше, чем регистрировали у нормально функционирующих трансплантатов. Для установления причины таких различий были подробно проанализированы характеристики доноров, реципиентов, особенности операций, но каких-либо объясняющих факторов выявить не удалось.

Мы расширили временной интервал сбора проб внутритканевой жидкости, включив в исследование этап холодовой консервации донорской печени (7 наблюдений). Это позволило установить, что после завершения холодовой перфузии у донора

на момент эксплантации органа уровни глюкозы, лактата и пирувата были близки к нулевым значениям. Далее в течение консервации отмечалось постепенное нарастание концентраций глюкозы и лактата, которые за 8–12 ч холодовой ишемии (медиана – 9 ч) достигали 12,9 ммоль/л (6,8–21,7) и 9,5 ммоль/л (3,4–15,5) соответственно. Полученные данные свидетельствовали о том, что, несмотря на применение консервирующего раствора (во всех случаях использовался раствор гистидина-триптофана-кетоглутарата, который не содержит ни глюкозы, ни лактата), метаболические процессы в донорской печени не останавливаются: накопление глюкозы и лактата, вероятно, происходит в результате протекающих реакций гликогенолиза и анаэробного гликолиза соответственно. Схожие результаты были получены и ранее в работах M.A. Silva и соавт. [44] и G. Puhl и соавт. [45].

В собственной серии наблюдений скорость увеличения концентраций глюкозы и лактата различалась в каждом случае, но всегда была выше в течение последних часов холодовой ишемии. При этом различия в накопленных концентрациях не могли объясняться только разницей в сроках консервации. Наиболее вероятным фактором, связанным с наблюдаемыми явлениями, была температура донорского органа, влияние которой на состояние внутритканевого метаболизма ни нами, ни другими исследователями ранее не изучалось. В связи с этим работа была дополнена измерениями температуры органа. Так как исследование носит клинический характер, принципиальным при выборе метода измерения было исключение рисков повреждения или контаминации донорского органа, кроме того, мы предполагали, что процессы охлаждения и нагрева паренхимы происходят неравномерно, поэтому необходимо было измерять температуру по всей поверхности органа – этим требованиям удовлетворял метод ИКТ.

Материал и методы

К настоящему времени получены первые результаты ИКТ 11 трансплантатов печени, из них 7 – целая печень посмертного донора, 4 – правая доля печени родственного донора. Для получения и анализа термограмм использованы тепловизор Guide D160 thermal imager и программное обеспечение Guide Report Express (Wuhan Guide Infrared Co., Ltd, КНР). Нормальность распределения количественных параметров оценивали по критерию Колмогорова–Смирнова. При анализе термограмм определяли медиану, интерквартильный размах, максимальное и минимальное значения температуры каждого трансплантата. Статистическую значимость различий между отдельными трансплантатами или их группами определяли

Рис. 1. Динамика температуры донорской печени во время трансплантации: I – подготовка трансплантата (back-table); II – начало тепловой ишемии; III – портальная реперфузия; IV – артериальная реперфузия; V – 30 мин после артериальной реперфузии

Fig. 1. Dynamics of liver graft temperature during transplantation: I – back-table preparation; II – start of warm ischemia period; III – portal reperfusion; IV – arterial reperfusion; V – 30 min after arterial reperfusion

с помощью критерия Манна–Уитни, для повторных измерений использовали критерий Вилкоксона. Статистический анализ выполняли, используя программу Statistica 12 (StatSoft, Inc., США). Различия считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

Результаты

На момент окончания консервации независимо от типа донора и длительности холодовой ишемии медианы температуры всех органов были значимо выше 4 °C и лежали в интервале от 7,7 до 12,4 °C для трансплантатов от посмертных доноров и от 13,4 до 16,8 °C – для фрагментов печени родственных доноров. Распределение значений температуры по поверхности каждого трансплантата не отвечало нормальному характеру (критерий Колмогорова–Смирнова, $p < 0,05$). При этом наблюдался достаточно большой градиент температуры по поверхности органов: разница температур между самыми холодными и самыми теплыми точками печени варьировала от 3,5 до 7,3 °C.

Отдельно изучали динамику температуры органов в течение пересадки (для каждого трансплантата ИКТ выполнялась 5 раз): в начале обработки (back-table), сразу после помещения органа в рану (начало тепловой ишемии), немедленно после портальной и артериальной реперфузии и через 30 мин после пуска кровотока по печеночной артерии (рис. 1).

Как и ожидалось, наибольшую скорость нагревания трансплантатов наблюдали в течение тепловой ишемии и в промежутке между портальной и артериальной реперфузией: 0,22 °C/мин (0,18–0,32) и 0,30 °C/мин [0,22–0,41] соответственно. Продолжительность тепловой ишемии составила 34 мин [20–46], время от портальной реперфузии до пуска артериального кровотока – 57 мин [43–81]. Необходимо обратить внимание на то, что во всех наблюдениях в течение 5–10 мин до

пуска артериального кровотока температура трансплантатов практически не менялась, а сразу после восстановления артериального кровоснабжения отмечали ее быстрый, статистически значимый рост: с 28,8 °C [27,7–31,1] до 33,8 °C [32,5–34,9], $p=0,012$. Чтобы объяснить это явление, требуются продолжение исследования и анализ дополнительных наблюдений. Такой подъем температуры может быть связан не только с заполнением кровью артериального русла трансплантата, в том числе капиллярного, но и с активацией процессов аэробного метаболизма в печени.

Кроме того, важной характеристикой, которую можно использовать для оценки адекватности артериального кровоснабжения трансплантата, может быть равномерность его температуры. На рис. 2 приведено одно из клинических наблюдений описываемой серии операций.

Трансплантат от посмертного донора имел вариантную артериальную анатомию: левая печеночная артерия диаметром 2 мм отходила от левой желудочной артерии (тип II по Michel). ИКТ выполнена через 30 мин после полной артериальной реваскуляризации трансплантата, несмотря на проходимость всех анастомозов температура поверхности левой доли была ниже, чем правой. При контрольном ультразвуковом исследовании через 12 ч после операции кровотока по левой печеночной артерии не определялся, уровень аминотрансфераз – >3000 ед./л. При КТ-ангиографии подтвержден тромбоз левой печеночной артерии. Также была идентифицирована внутривенная

нитевидная артериальная ветвь, отходящая от правой печеночной артерии, анастомозирующая с левой долевой печеночной артерией. Так как в ее дистальный отдел и сегментарные ветви поступал рентген-контраст, была избрана консервативная тактика ведения пациента, включающая продленное назначение антикоагулянтов. В течение 2 нед цитоллиз регрессировал, пациент с нормальной функцией трансплантата выписан. Это наблюдение иллюстрирует чувствительность ИКТ при оценке артериального кровотока в трансплантате печени.

Заключение

Анализ публикуемых научных работ свидетельствует о постепенном восстановлении интереса к методу ИКТ в последние годы, в том числе в отношении к донорству и трансплантации органов. С одной стороны, это обусловлено появлением доступных и портативных тепловизоров, позволяющих быстро получать качественные термограммы высокого разрешения, пригодные для последующего анализа. Более того, появились камеры, подключаемые к смартфонам и использующие их возможности для визуализации и обработки кадра. Качество съемки такими устройствами вполне приемлемо для решения некоторых клинических и исследовательских задач.

С другой стороны, важность температурного режима при консервации органов и его влияние на функцию трансплантата подчеркнуло развитие

перфузионных технологий сохранения донорских органов – в первую очередь нормотермической перфузии кровью с оксигенацией. Поддержание заданной температуры перфузата не представляет технических трудностей и реализовано во всех коммерческих и исследовательских машинах. По-видимому, принципиально важным является начальный период перфузии донорского органа, когда происходит его наполнение оксигенированным перфузатом и активация аэробного метаболизма. Нагрев органа занимает определенное время, а его скорость и равномерность должны контролироваться не только с учетом температуры перфузата, но и непосредственно паренхимы. Один из вариантов исследования и управления этим процессом – использование ИКТ. Не менее важен контроль температуры при гипо- и субнормотермической перфузии.

Эти новые технологии, безусловно, уже сегодня нашли свою нишу в клинической практике, позволяя повысить частоту использования маргинальных трансплантатов без существенного ухудшения непосредственных исходов операций. В то же время, как нам кажется, статическая холодовая консервация по-прежнему будет использоваться при большинстве выполняемых трансплантаций органов. Одним из направлений повышения эффективности метода может быть разработка новых или модифи-

кация состава имеющихся консервирующих растворов, однако радикальные улучшения маловероятны. Большую перспективу будут иметь работы, направленные на оптимизацию температурного режима хранения органов.

Используемые сегодня транспортные изотермические контейнеры не позволяют не только активно поддерживать необходимую температуру, но и проводить ее измерение в течение хранения. Создание и внедрение в клиническую практику специализированных устройств для статической холодовой консервации с возможностью мониторинга и адаптивного управления температурой может увеличить безопасные сроки консервации донорских органов при использовании имеющихся консервирующих растворов.

При трансплантации почки или фрагмента печени от живого донора длительность холодовой ишемии редко превышает 1 ч, а этого недостаточно для достижения температурного равновесия. Подбор оптимальных температурных условий и способов управления ими может не только положительно сказаться на непосредственных результатах, но и снизить частоту осложнений в отдаленном периоде, вызванных ишемическим повреждением тканей – стриктур мочеточников и желчных протоков при пересадке почки и печени соответственно.

Литература

1. Vodkin I., Kuo A. Extended Criteria Donors in Liver Transplantation. *Clin Liver Dis.* 2017; 21 (2): 289–301. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cld.2016.12.004>
2. Mensink J.W., de Vries K.M., Huurman V.A.L., Pol R.A., Alwayn I.P.J., Braat A.E. Risk analysis of extended pancreas donor selection criteria. *Pancreatology.* 2019; 19 (7): 994–9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pan.2019.08.010>
3. Querard A.H., Le Borgne F., Dion A., Giral M., Mourad G., Garrigue V., et al. Propensity score-based comparison of the graft failure risk between kidney transplant recipients of standard and expanded criteria donor grafts: toward increasing the pool of marginal donors. *Am J Transplant.* 2018; 18 (5): 1151–7. DOI: <https://doi.org/10.1111/ajt.14651>
4. Bellini M.I., Yiu J., Nozdrin M., Papalois V. The effect of preservation temperature on liver, kidney, and pancreas tissue ATP in animal and preclinical human models. *J Clin Med.* 2019; 8 (9). DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm8091421>
5. Kolacz S., Moderhak M., Jankau J. New perspective on the in vivo use of cold stress dynamic thermography in integumental reconstruction with the use of skin-muscle flaps. *J Surg Res.* 2017; 212: 68–76. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2016.12.022>
6. Hoffmann N., Weidner F., Urban P., Meyer T., Schnabel C., Radev Y., et al. Framework for 2D-3D image fusion of infrared thermography with preoperative MRI. *Biomed Tech (Berl).* 2017; 62 (6): 599–607. DOI: <https://doi.org/10.1515/bmt-2016-0075>
7. Pereira N., Hallock G.G. Smartphone thermography for lower extremity local flap perforator mapping. *J Reconstr Microsurg.* 2020 Feb 23. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0039-3402032>
8. Xu W.H., Lin P., Xu T.T., Wu Y.J., Tu Y.C., Wu Y.P., et al. Application of infrared thermal imaging technology in the design of free anterolateral thigh perforator flap transplantation. *Zhongguo Gu Shang.* 2019; 32 (11): 1053–7. DOI: <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2019.11.015>
9. Cifuentes I.J., Dagnino B.L., Salisbury M.C., Perez M.E., Ortega C., Maldonado D. Augmented reality and dynamic infrared thermography for perforator mapping in the anterolateral thigh. *Arch Plast Surg.* 2018; 45 (3): 284–8. DOI: <https://doi.org/10.5999/aps.2017.01375>
10. Chen R., Huang Z.Q., Chen W.L., Ou Z.P., Li S.H., Wang J.G. Value of a smartphone-compatible thermal imaging camera in the detection of peroneal artery perforators: Comparative study with computed tomography angi-

- ography. *Head Neck*. 2019; 41 (5): 1450–6. DOI: <https://doi.org/10.1002/hed.25581>
11. Unger M., Markfort M., Halama D., Chalopin C. Automatic detection of perforator vessels using infrared thermography in reconstructive surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2019; 14 (3): 501–7. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1892-6>
12. Walle L., Fansa H., Frerichs O. Smartphone-based thermography for perforator localisation in microvascular breast reconstruction. *Handchir Mikrochir Plast Chir*. 2018; 50 (2): 111–7. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0043-114006>
13. Rathmann P., Chalopin C., Halama D., Giri P., Meixensberger J., Lindner D. Dynamic infrared thermography (DIRT) for assessment of skin blood perfusion in cranioplasty: a proof of concept for qualitative comparison with the standard indocyanine green video angiography (ICGA). *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2018; 13 (3): 479–90. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-017-1683-5>
14. Xu W.H., Lin P., Xu T.T., Wu Y.J., Tu Y.C., Wu Y.P., et al. Application of infrared thermal imaging technology in the design of free anterolateral thigh perforator flap transplantation. *Zhongguo Gu Shang*. 2019; 32 (11): 1053–7. DOI: <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2019.11.015>
15. Kolacz S., Moderhak M., Jankau J. New perspective on the in vivo use of cold stress dynamic thermography in integumental reconstruction with the use of skin-muscle flaps. *J Surg Res*. 2017; 212: 68–76. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2016.12.022>
16. Belkin A., Abulafia A., Michaeli A., Ofir S., Assia E.I. Wound temperature profiles of coaxial mini-incision versus sleeveless microincision phacoemulsification. *Clin Exp Ophthalmol*. 2017; 45 (3): 247–53. DOI: <https://doi.org/10.1111/ceo.12851>
17. Alves M.L., Gabarra M.H. Comparison of power Doppler and thermography for the selection of thyroid nodules in which fine-needle aspiration biopsy is indicated. *Radiol Bras*. 2016; 49 (5): 311–5. PMID: 27818545.
18. Kim J., Kwon J.H., Kim E., Yoo S.K., Shin C.S. Respiratory measurement using infrared thermography and respiratory volume monitor during sedation in patients undergoing endoscopic urologic procedures under spinal anesthesia. *J Clin Monit Comput*. 2019; 33 (4): 647–56. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10877-018-0214-4>
19. AlZubaidi A.K., Ethawi Y., Schmölzer G.M., Sherif S., Narvey M., Seshia M. Review of biomedical applications of contactless imaging of neonates using infrared thermography and beyond. *Methods Protoc*. 2018; 1 (4). DOI: <https://doi.org/10.3390/mps1040039>
20. de Font-Réaulx Rojas E., Martínez Ochoa E.E., López López R., López Díaz L.G. Infrared thermography brain mapping surveillance in vascular neurosurgery for anterior communicating artery aneurysm clipping. *Surg Neurol Int*. 2018; 9: 188. DOI: https://doi.org/10.4103/sni.sni_58_18
21. Rao P., Keenan J.B., Rajab T.K., Ferng A., Kim S., Khalpey Z. Intraoperative thermographic imaging to assess myocardial distribution of Del Nido cardioplegia. *J Card Surg*. 2017; 32 (12): 812–5. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocs.13258>
22. Daly M.G., Melton I., Roper G., Lim G., Crozier I.G. High-resolution infrared thermography of esophageal temperature during radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2018; 11 (2): e005667. DOI: <https://doi.org/10.1161/CIRCEP.117.005667>
23. Antabak A., Sisko J., Romić I., Papes D., Pasini M., Haluzan D., et al. Frontal, axillary and tympanic temperature measurements in children. *Lijec Vjesn*. 2016; 138 (1–2): 30–3. PMID: 27290811.
24. Gunaratnam P.J., Tobin S., Seale H., Marich A., McAnulty J. Airport arrivals screening during pandemic (H1N1) 2009 influenza in New South Wales, Australia. *Med J Aust*. 2014; 200 (5): 290–2. PMID: 24641156.
25. Ng E.Y., Kaw G.J., Chang W.M. Analysis of IR thermal imager for mass blind fever screening. *Microvasc Res*. 2004; 68 (2): 104–9. PMID: 15313119.
26. Nishiura H., Kamiya K. Fever screening during the influenza (H1N1-2009) pandemic at Narita International Airport, Japan. *BMC Infect Dis*. 2011; 11: 111. DOI: <https://doi.org/10.1186/1471-2334-11-111>
27. Sun G., Nakayama Y., Dagdanpurev S., Abe S., Nishimura H., Kirimoto T., et al. Remote sensing of multiple vital signs using a CMOS camera-equipped infrared thermography system and its clinical application in rapidly screening patients with suspected infectious diseases. *Int J Infect Dis*. 2017; 55: 113–7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijid.2017.01.007>
28. Negishi T., Abe S., Matsui T., Liu H., Kurosawa M., Kirimoto T., et al. Contactless vital signs measurement system using rgb-thermal image sensors and its clinical screening test on patients with seasonal influenza. *Sensors (Basel)*. 2020; 20 (8): E2171. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20082171>
29. Belorusev O.S., Zaretskii V.V., Arapoianis N.K., Chemisova G.G. [Thermography in the diagnosis of complications after kidney transplantation]. *Khirurgiia (Mosk)*. 1984; 12: 93–7. [in Russian]. PMID: 6394889.
30. Kopsa H., Czech W., Schmidt P., Zazgornik J., Pils P., Balcke P. Use of thermography in kidney transplantation: two year follow up study in 75 cases. *Proc Eur Dial Transplant Assoc*. 1979; 16: 383–7. PMID: 398511.
31. Birsner J.W., Gershon-Cohen J., Gainey M.D. Thermography in detection of human renal transplant rejection. *Transplantation*. 1971; 11 (4): 424–6. PMID: 4934354.
32. Kennedy E.M., Wood R.P., Shaw B.W. Jr. Primary nonfunction. Is there a contribution from the back

table bath? Transplantation 1990; 49: 739–43. PMID: 2326869.

33. Morino M., Adam R., Diamond T., Castaing D., Reynes M., Bismuth H. Effect of storage temperature on early graft function following liver transplantation. Clin Transplant. 1992; 6 (2): 97–9. PMID: 10147650.

34. Hertl M., Chartrand P.B., West D.D., Harvey P.R., Strasberg S.M. The effects of hepatic preservation at 0 degrees C compared to 5 degrees C: influence of antiproteases and periodic flushing. Cryobiology. 1994; 31 (5): 434–40. PMID: 7988152.

35. Okouchi Y., Tamaki T., Kozaki M. The optimal temperature for hypothermic liver preservation in the rat. Transplantation. 1992; 54 (6): 1129–30. PMID: 1465786.

36. Villa R., Fondevila C., Erilli, Guimerà A., Bombuy E., Gómez-Suárez C., et al. Real-time direct measurement of human liver allograft temperature from recovery to transplantation. Transplantation. 2006; 81 (3): 483–6. PMID: 16477240.

37. O'Brien T.J., Roghanizad A.R., Jones P.A., Aarde-ma C.H., Robertson J.L., Diller T.E. The Development of a thin-filmed noninvasive tissue perfusion sensor to quantify capillary pressure occlusion of explanted organs. IEEE Trans Biomed Eng. 2017; 64 (7): 1631–7. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2615241>

38. Basile G., Breda A., Gomez Rivas J., Cacciamani G., Okhunov Z., Dourado A., et al.; Young Academic Urologists (YAU) Uro-technology and Communication Working Group, Working Party of the European Association of Urology (EAU). Comparison between near-infrared fluorescence imaging with indocyanine green and infrared imaging: on-bench trial for kidney perfusion analysis. A project of the ESUT-YAUWP group. Minerva Urol Nefrol. 2019; 71 (3): 280–5. DOI: <https://doi.org/10.23736/S0393-2249.19.03353-8>

39. Benjamens S., van den Berg T.A.J., Kuipers T.G.J., Moers C., Berger S.P., Leuvenink H.G.D., et al. Kidney temperature during living donor kidney transplantation is associated with short-term measured glomerular filtration rate – a prospective study. Transpl Int. 2020; 33 (2): 174–80. DOI: <https://doi.org/10.1111/tri.13528>

40. Lan Q., Sun H., Robertson J., Deng X., Jin R. Non-invasive assessment of liver quality in transplantation based on thermal imaging analysis. Comput Methods Programs Biomed. 2018; 164: 31–47. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2018.06.003>

41. Сушков А.И., Губарев К.К., Рудаков В.С., Светлакова Д.С., Артемьев А.И., Восканян С.Э. Особенности внутритканевого метаболизма глюкозы при ранней дисфункции пересаженной печени // Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал имени академика Б.В. Петровского. 2019. Т. 7, № 2. С. 24–30. DOI: <https://doi.org/10.24411/2308-1198-2019-12003>

42. Olthoff K.M., Kulik L., Samstein B., Kaminski M., Abecassis M., Emond J., et al. Validation of a current definition of early allograft dysfunction in liver transplant recipients and analysis of risk factors. Liver Transpl. 2010; 16 (8): 943–9. DOI: <https://doi.org/10.1002/lt.22091>

43. Silva M.A., Murphy N., Richards D.A., Wigmore S.J., Bramhall S.R., Buckels J.A., et al. Interstitial lactic acidosis in the graft during organ harvest, cold storage, and reperfusion of human liver allografts predicts subsequent ischemia reperfusion injury. Transplantation. 2006; 82 (2): 227–33. PMID: 16858286.

44. Puhl G., Olschewski P., Schöning W., Neumann U., Srednizki D., Dankof A., et al. 24-h storage of pig livers in UW, HTK, hydroxyethyl starch, and saline solution: is microdialysis an appropriate method for the continuous graft monitoring during preservation? Transpl Int. 2006; 19 (4): 303–9. PMID: 16573546.

References

1. Vodkin I., Kuo A. Extended Criteria Donors in Liver Transplantation. Clin Liver Dis. 2017; 21 (2): 289–301. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cld.2016.12.004>

2. Mensink J.W., de Vries K.M., Huurman V.A.L., Pol R.A., Alwayn I.P.J., Braat A.E. Risk analysis of extended pancreas donor selection criteria. Pancreatology. 2019; 19 (7): 994–9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pan.2019.08.010>

3. Querard A.H., Le Borgne F., Dion A., Giral M., Mourad G., Garrigue V., et al. Propensity score-based comparison of the graft failure risk between kidney transplant recipients of standard and expanded criteria donor grafts: toward increasing the pool of marginal donors. Am J Transplant. 2018; 18 (5): 1151–7. DOI: <https://doi.org/10.1111/ajt.14651>

4. Bellini M.I., Yiu J., Nozdrin M., Papalois V. The effect of preservation temperature on liver, kidney, and pan-

creas tissue ATP in animal and preclinical human models. J Clin Med. 2019; 8 (9). DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm8091421>

5. Kolacz S., Moderhak M., Jankau J. New perspective on the in vivo use of cold stress dynamic thermography in integumental reconstruction with the use of skin-muscle flaps. J Surg Res. 2017; 212: 68–76. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2016.12.022>

6. Hoffmann N., Weidner F., Urban P., Meyer T., Schnabel C., Radev Y., et al. Framework for 2D-3D image fusion of infrared thermography with preoperative MRI. Biomed Tech (Berl). 2017; 62 (6): 599–607. DOI: <https://doi.org/10.1515/bmt-2016-0075>

7. Pereira N., Hallock G.G. Smartphone thermography for lower extremity local flap perforator mapping. J Reconstr Microsurg. 2020 Feb 23. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0039-3402032>

8. Xu W.H., Lin P., Xu T.T., Wu Y.J., Tu Y.C., Wu Y.P., et al. Application of infrared thermal imaging technology in the design of free anterolateral thigh perforator flap transplantation. *Zhongguo Gu Shang*. 2019; 32 (11): 1053–7. DOI: <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2019.11.015>
9. Cifuentes I.J., Dagnino B.L., Salisbury M.C., Perez M.E., Ortega C., Maldonado D. Augmented reality and dynamic infrared thermography for perforator mapping in the anterolateral thigh. *Arch Plast Surg*. 2018; 45 (3): 284–8. DOI: <https://doi.org/10.5999/aps.2017.01375>
10. Chen R., Huang Z.Q., Chen W.L., Ou Z.P., Li S.H., Wang J.G. Value of a smartphone-compatible thermal imaging camera in the detection of peroneal artery perforators: Comparative study with computed tomography angiography. *Head Neck*. 2019; 41 (5): 1450–6. DOI: <https://doi.org/10.1002/hed.25581>
11. Unger M., Markfort M., Halama D., Chalopin C. Automatic detection of perforator vessels using infrared thermography in reconstructive surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2019; 14 (3): 501–7. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1892-6>
12. Walle L., Fansa H., Frerichs O. Smartphone-based thermography for perforator localisation in microvascular breast reconstruction. *Handchir Mikroschir Plast Chir*. 2018; 50 (2): 111–7. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0043-114006>
13. Rathmann P., Chalopin C., Halama D., Giri P., Meixensberger J., Lindner D. Dynamic infrared thermography (DIRT) for assessment of skin blood perfusion in cranioplasty: a proof of concept for qualitative comparison with the standard indocyanine green video angiography (ICGA). *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2018; 13 (3): 479–90. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-017-1683-5>
14. Xu W.H., Lin P., Xu T.T., Wu Y.J., Tu Y.C., Wu Y.P., et al. Application of infrared thermal imaging technology in the design of free anterolateral thigh perforator flap transplantation. *Zhongguo Gu Shang*. 2019; 32 (11): 1053–7. DOI: <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2019.11.015>
15. Kolacz S., Moderhak M., Jankau J. New perspective on the in vivo use of cold stress dynamic thermography in integumental reconstruction with the use of skin-muscle flaps. *J Surg Res*. 2017; 212: 68–76. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2016.12.022>
16. Belkin A., Abulafia A., Michaeli A., Ofir S., Assia E.I. Wound temperature profiles of coaxial mini-incision versus sleeveless microincision phacoemulsification. *Clin Exp Ophthalmol*. 2017; 45 (3): 247–53. DOI: <https://doi.org/10.1111/ceo.12851>
17. Alves M.L., Gabarra M.H. Comparison of power Doppler and thermography for the selection of thyroid nodules in which fine-needle aspiration biopsy is indicated. *Radiol Bras*. 2016; 49 (5): 311–5. PMID: 27818545.
18. Kim J., Kwon J.H., Kim E., Yoo S.K., Shin C.S. Respiratory measurement using infrared thermography and respiratory volume monitor during sedation in patients undergoing endoscopic urologic procedures under spinal anesthesia. *J Clin Monit Comput*. 2019; 33 (4): 647–56. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10877-018-0214-4>
19. AlZubaidi A.K., Ethawi Y., Schmölder G.M., Sherif S., Narvey M., Seshia M. Review of biomedical applications of contactless imaging of neonates using infrared thermography and beyond. *Methods Protoc*. 2018; 1 (4). DOI: <https://doi.org/10.3390/mps1040039>
20. de Font-Réaulx Rojas E., Martínez Ochoa E.E., López López R., López Díaz L.G. Infrared thermography brain mapping surveillance in vascular neurosurgery for anterior communicating artery aneurysm clipping. *Surg Neurol Int*. 2018; 9: 188. DOI: https://doi.org/10.4103/sni.sni_58_18
21. Rao P., Keenan J.B., Rajab T.K., Ferng A., Kim S., Khalpey Z. Intraoperative thermographic imaging to assess myocardial distribution of Del Nido cardioplegia. *J Card Surg*. 2017; 32 (12): 812–5. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocs.13258>
22. Daly M.G., Melton I., Roper G., Lim G., Crozier I.G. High-resolution infrared thermography of esophageal temperature during radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2018; 11 (2): e005667. DOI: <https://doi.org/10.1161/CIRCEP.117.005667>
23. Antabak A., Sisko J., Romić I., Papes D., Pasini M., Haluzan D., et al. Frontal, axillary and tympanic temperature measurements in children. *Lijec Vjesn*. 2016; 138 (1–2): 30–3. PMID: 27290811.
24. Gunaratnam P.J., Tobin S., Seale H., Marich A., McNulty J. Airport arrivals screening during pandemic (H1N1) 2009 influenza in New South Wales, Australia. *Med J Aust*. 2014; 200 (5): 290–2. PMID: 24641156.
25. Ng E.Y., Kaw G.J., Chang W.M. Analysis of IR thermal imager for mass blind fever screening. *Microvasc Res*. 2004; 68 (2): 104–9. PMID: 15313119.
26. Nishiura H., Kamiya K. Fever screening during the influenza (H1N1-2009) pandemic at Narita International Airport, Japan. *BMC Infect Dis*. 2011; 11: 111. DOI: <https://doi.org/10.1186/1471-2334-11-111>
27. Sun G., Nakayama Y., Dagdanpurev S., Abe S., Nishimura H., Kirimoto T., et al. Remote sensing of multiple vital signs using a CMOS camera-equipped infrared thermography system and its clinical application in rapidly screening patients with suspected infectious diseases. *Int J Infect Dis*. 2017; 55: 113–7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijid.2017.01.007>
28. Negishi T., Abe S., Matsui T., Liu H., Kurosawa M., Kirimoto T., et al. Contactless vital signs measurement system using rgb-thermal image sensors and its clinical screening test on patients with seasonal influenza. *Sensors (Basel)*. 2020; 20 (8): E2171. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20082171>

29. Belorусov O.S., Zaretskiĭ V.V., Arapoiannis N.K., Chemisova G.G. [Thermography in the diagnosis of complications after kidney transplantation]. *Khirurgiia* (Mosk). 1984; 12: 93–7. [in Russian]. PMID: 6394889.
30. Kopsa H., Czech W., Schmidt P., Zazgornik J., Pils P., Balcke P. Use of thermography in kidney transplantation: two year follow up study in 75 cases. *Proc Eur Dial Transplant Assoc.* 1979; 16: 383–7. PMID: 398511.
31. Birsner J.W., Gershon-Cohen J., Gainey M.D. Thermography in detection of human renal transplant rejection. *Transplantation.* 1971; 11 (4): 424–6. PMID: 4934354.
32. Kennedy E.M., Wood R.P., Shaw B.W. Jr. Primary nonfunction. Is there a contribution from the back table bath? *Transplantation* 1990; 49: 739–43. PMID: 2326869.
33. Morino M., Adam R., Diamond T., Castaing D., Reynes M., Bismuth H. Effect of storage temperature on early graft function following liver transplantation. *Clin Transplant.* 1992; 6 (2): 97–9. PMID: 10147650.
34. Hertl M., Chartrand P.B., West D.D., Harvey P.R., Strasberg S.M. The effects of hepatic preservation at 0 degrees C compared to 5 degrees C: influence of antiproteases and periodic flushing. *Cryobiology.* 1994; 31 (5): 434–40. PMID: 7988152.
35. Okouchi Y., Tamaki T., Kozaki M. The optimal temperature for hypothermic liver preservation in the rat. *Transplantation.* 1992; 54 (6): 1129–30. PMID: 1465786.
36. Villa R., Fondevila C., Erill I., Guimerà A., Bombuy E., Gómez-Suárez C., et al. Real-time direct measurement of human liver allograft temperature from recovery to transplantation. *Transplantation.* 2006; 81 (3): 483–6. PMID: 16477240.
37. O'Brien T.J., Roghanizad A.R., Jones P.A., Aarde-ma C.H., Robertson J.L., Diller T.E. The Development of a thin-filmed noninvasive tissue perfusion sensor to quantify capillary pressure occlusion of explanted organs. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2017; 64 (7): 1631–7. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2615241>
38. Basile G., Breda A., Gomez Rivas J., Cacciamani G., Okhunov Z., Dourado A., et al.; Young Academic Urologists (YAU) Uro-technology and Communication Working Group, Working Party of the European Association of Urology (EAU). Comparison between near-infrared fluorescence imaging with indocyanine green and infrared imaging: on-bench trial for kidney perfusion analysis. A project of the ESUT-YAUWP group. *Minerva Urol Nefrol.* 2019; 71 (3): 280–5. DOI: <https://doi.org/10.23736/S0393-2249.19.03353-8>
39. Benjamens S., van den Berg T.A.J., Kuipers T.G.J., Moers C., Berger S.P., Leuvenink H.G.D., et al. Kidney temperature during living donor kidney transplantation is associated with short-term measured glomerular filtration rate – a prospective study. *Transpl Int.* 2020; 33 (2): 174–80. DOI: <https://doi.org/10.1111/tri.13528>
40. Lan Q., Sun H., Robertson J., Deng X., Jin R. Non-invasive assessment of liver quality in transplantation based on thermal imaging analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* 2018; 164: 31–47. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2018.06.003>
41. Sushkov A.I., Gubarev K.K., Rudakov V.S., Svetla-kova D.S., Artemiev A.I., Voskanyan S.E. Special features of interstitial glucose metabolism in early liver allograft dysfunction. *Clin Experiment Surg.* Petrovsky J. 2019; 7 (2): 24–30. doi: 10.24411/2308-1198-2019-12003. (in Russian)
42. Olthoff K.M., Kulik L., Samstein B., Kaminski M., Abecassis M., Emond J., et al. Validation of a current definition of early allograft dysfunction in liver transplant recipients and analysis of risk factors. *Liver Transpl.* 2010; 16 (8): 943–9. DOI: <https://doi.org/10.1002/lt.22091>
43. Silva M.A., Murphy N., Richards D.A., Wigmore S.J., Bramhall S.R., Buckels J.A., et al. Interstitial lactic acidosis in the graft during organ harvest, cold storage, and reperfusion of human liver allografts predicts subsequent ischemia reperfusion injury. *Transplantation.* 2006; 82 (2): 227–33. PMID: 16858286.
44. Puhl G., Olschewski P., Schöning W., Neumann U., Sredznizki D., Dankof A., et al. 24-h storage of pig livers in UW, HTK, hydroxyethyl starch, and saline solution: is microdialysis an appropriate method for the continuous graft monitoring during preservation? *Transpl Int.* 2006; 19 (4): 303–9. PMID: 16573546.