

КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ ТЕМПЕРАТУРНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ В ПРЕДПЛЕЧЬЕ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПРОЦЕДУРЕ УВЧ-ГИПЕРТЕРМИИ МЕТОДАМИ ПАССИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ТЕРМОМЕТРИИ И ИНФРАКРАСНОЙ ТЕРМОГРАФИИ

Ерофеев А.В.^{1,2}, Грановский Н.В.¹, Селиванова П.И.¹, Шугаева А.И.¹, Шаракшанэ А.С.^{1,2}, Щербаков М.И.², Мансфельд А.Д.³, Аносов А.А.^{1,2}

¹ Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет)
ул. Большая Пироговская, 2, стр. 4, г. Москва, 119435, РФ; e-mail: erofeev_a_v@staff.sechenov.ru

² ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН
ул. Моховая, 11, корп. 7, г. Москва, 125009, РФ

³ ИПФ РАН
ул. Ульянова, 46, Нижний Новгород, 603155, РФ; e-mail: mansfeld@appl.sci-nnov.ru
Поступила в редакцию 25.07.2022. DOI: 10.29039/rusjbc.2022.0549

Аннотация. В работе проводили УВЧ-нагрев электромагнитным полем частотой 40,68 МГц и мощностью 30 Вт предплечья человека и фантомов из пластизоля с имитацией кровотока в физиотерапевтических дозах 10, 15 и 20 минут. Измеряли тепловое акустическое излучение нагретых объектов многоканальным акустотермографом с полосой пропускания 1,6-2,5 МГц, временем интегрирования 10 С и пороговой чувствительностью 0,2 К. Дополнительно измеряли поверхностную температуру предплечья ИК-термометрией и внутреннюю температуру фантома электронным термометром. Получены данные о закономерностях распределения температуры в предплечье человека и в фантоме из пластизоля. Кровоток в фантоме имитирован медными, алюминиевыми и поливинилхлоридными трубками, через которые пропускалась вода из термостата. Сравнение скоростей остывания фантомов разного вида показало, что наиболее близки к мягким тканям предплечья человека теплофизические свойства фантома с трубками из алюминия. Данные объективного контроля не согласуются с субъективными ощущениями испытуемых, но хорошо согласуются друг с другом, что подтверждает необходимость и показывает возможность объективной оценки параметров температурного распределения в мягких тканях тела человека при гипертермии во время УВЧ-физиотерапии.

Ключевые слова: пассивная акустическая термометрия, тепловое акустическое излучение, акустоаркостная температура, ИК-термография, гипертермия, физиотерапия, фантом из пластизоля.

ВЕДЕНИЕ

При локальном нагреве тканей человека необходим неинвазивный безболезненный контроль глубинной температуры. Например, при дозиметрии УВЧ-терапии в основном руководствуются ощущениями больного, что является всего лишь субъективным фактором [1]. Для измерения глубинной температуры требуется относительно недорогая аппаратура, в то же время обеспечивающая надлежащую точность 0,5–1 К. Известны методы для подобных измерений, имеющие свои преимущества и недостатки: магниторезонансная термометрия [2], активная ультразвуковая термометрия [3], СВЧ-термометрия [4]. Мы используем пассивную акустическую термометрию (ПАТ), основанную на регистрации собственного теплового акустического излучения организма человека в мегагерцовом диапазоне [5-7]. Преимуществами ПАТ являются относительная дешевизна и миллиметровое разрешение на глубине до 5 см [8-10].

Одной из задач, которые в настоящее время стоят перед ПАТ, является отработка методики измерений в теле человека. Для этого необходимы измерения на модельных объектах. Эксперименты, проведенные в водном аквариуме, показали возможность определения глубинной температуры с требуемой точностью в говяжьей печени и пластилине [11-13]. ПАТ также использовалась для измерения температуры в модельных объектах (фантомах) из пластизоля [14]. Представляется перспективным совместное использование глубинной ПАТ и инфракрасной термографии (ИКТ), которая измеряет температуру поверхности [15,16], т.к. поверхностная температура согласуется с распределением глубинной температуры [17].

В настоящей работе проведена серия экспериментов по измерению глубинной и поверхностной температуры предплечья человека и модельных объектов на основе фантома из пластизоля (ФП) до и после их УВЧ-нагрева. Контроль глубинной температуры нагрева ФП проводился с помощью электронных и спиртовых термометров.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Нагрев электромагнитным полем частотой $40,68 \text{ МГц} \pm 2\%$ и мощностью $30 \pm 6 \text{ Вт}$ осуществлялся аппаратом для УВЧ-терапии УВЧ-30М (Завод электромедицинской аппаратуры «Эма», Москва, Россия) (рис. 1). Нагрев продолжался 10, 15, 20 мин. Локализация электромагнитного поля определялась индикатором настройки аппарата УВЧ (неоновой лампой).

Исследуемый фантом из пластизоля в форме цилиндра располагали между обкладками УВЧ-генератора (рис. 1). Расстояние от них до поверхности объекта составляло 5–7 мм. Пластизол (пластизол прозрачный, твердость 15–17, «Альпина Пласт», Клин, Россия) был выбран как модельный объект из-за того, что его акустические и теплофизические свойства близки свойствам мягких тканей тела человека [19,20]. Температуру в центре ФП контролировали стандартным спиртовым термометром с ценой деления $0,5^\circ\text{C}$ и электронными термометрами DS18S20P (Maxim Integrated, Сан-Хосе, США) с точностью 0,3 К.

Для измерений теплового акустического излучения был использован многоканальный акустотермограф [21,22], разработанный в ИПФ РАН (полоса пропускания 1,6–2,5 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0,2 К) (рис. 1). Принимаемые акустические сигналы преобразовывались в электрические, которые усиливались, проходили через квадратичный детектор и усреднялись в течение 30 мс. С выходов многоканального акустотермографа сигналы подавались на 14-ти разрядный многоканальный АЦП Е14-140 (ЗАО «L-Card», Москва, Россия) с частотой дискретизации 1 КГц на один канал. Разработанная программа проводила дальнейшее усреднение данных. Измерялась акустотермическая температура объекта – интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект [23].

Для измерения поверхностной температуры использовался портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000 (ООО "Иртис", Москва, Россия) с чувствительностью к перепаду температур (на уровне 30°C) 0,05 К, регистрировавший тепловое электромагнитное излучение в ИК-диапазоне 3–5 мкм [18].

Эксперименты проводили следующим образом. ИКТ проводили отдельно от акустических измерений из-за того, что нанесение холодного геля на поверхность объекта искажало ИК-термограмму. Между измерениями акустотермометрической датчик находился в кювете с медиагелем комнатной температуры. Температуру медиагеля на протяжении всего эксперимента, а также комнатную температуру контролировали цифровыми электронными термометрами DS18S20P. Сначала в течение 10 секунд проводились измерения теплового акустического излучения объекта. При этом на поверхность объекта наносили гель для УЗИ «Медиагель». После акустической термометрии начального состояния гель стирали и проводили УВЧ-нагрев в разных режимах (10, 15, 20 минут). После нагрева проводили акустотермометрию во время остывания объекта.

Надо отметить, что из-за наводок использовать акустический термометр и электронные термометры во время УВЧ-нагрева было невозможно, поэтому в процессе нагрева контролировали изменение глубинной температуры ФП только спиртовым термометром.

Основной модельный объект представляет собой фантом из пластизоля (ФП) в форме цилиндра (рис. 1). В цилиндр через два отверстия диаметром 10 мм на всю длину вставлены медные (модель №1), алюминиевые (модель №2) или поливинилхлоридные (ПВХ) (модель №3) трубки, имитирующие два кровеносных сосуда. С обеих сторон у трубок были закреплены трубки из ПВХ, которые соединялись с термостатом с водой, имитирующей кровь, прокачиваемую через трубки в модели ФП. Трубки имели внешний диаметр 10 мм. Цилиндр ФП был закреплен на деревянной подставке и не контактировал с обкладками УВЧ-генератора.

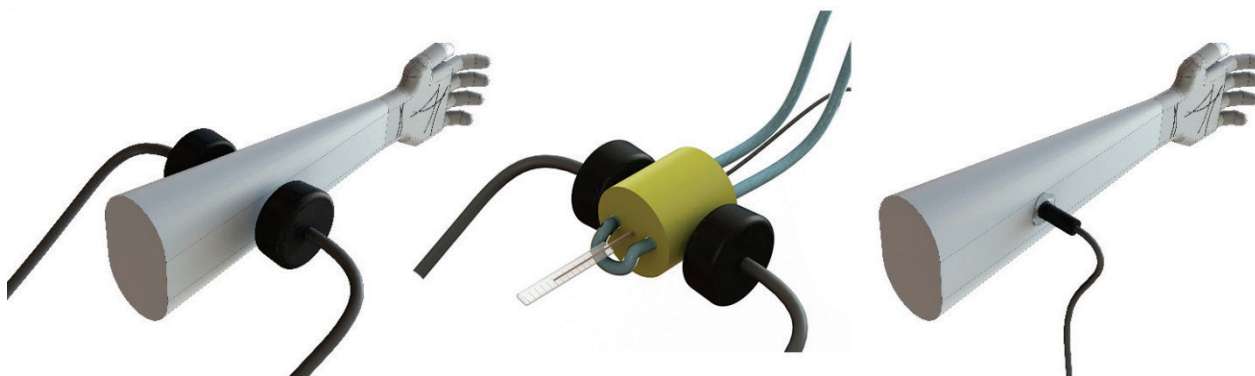


Рисунок 1. УВЧ-нагрев верхней трети предплечья человека и фантома из пластизоля с имитацией кровотока; измерение глубинной температуры предплечья нагретой области методом ПАТ

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Исследования проводились на предплечье человека и на трех моделях ФП при трех различных режимах: 10, 15, 20 минут.

Эксперименты показали, что модели ФП остывают более длительно, чем предплечье человека. Это может быть обусловлено рядом причин, связанных с теплофизическими свойствами моделей фантома из пластиголя, которые отличаются от таковых у мягких тканей тела человека: например, в моделях ФП в качестве имитации кровотока использовались только две трубки – вероятно, для усиления имитации кровотока трубок, пропускающих холодную воду через модель ФП, должно быть больше.

По данным на рисунке 3 можно предположить, что модель №2 ФП с трубками из алюминия является наиболее схожа по теплофизическим свойствам с мягкими тканями предплечья человека, чем остальные модели. Следовательно, именно эту модель целесообразно использовать для дальнейших опытов.

На рисунке 4 представлены сравнения глубинных температур модели №2 по данным электронного термометра и акустотермографа. По графикам видно, что нагрев и остывание моделей ФП описывается сходными закономерностями. Следовательно, оба датчика зарегистрировали близкое различие температуры до и после нагрева, и в процессе остывания.

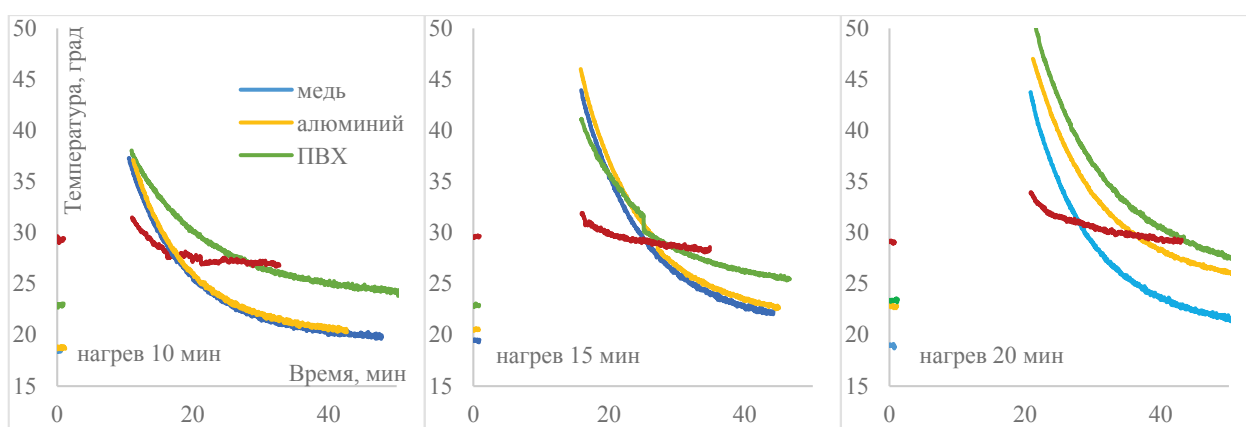


Рисунок 2. Остывание предплечья и моделей ФП из меди, алюминия и ПВХ после УВЧ-нагрева 10, 15 и 25 минут

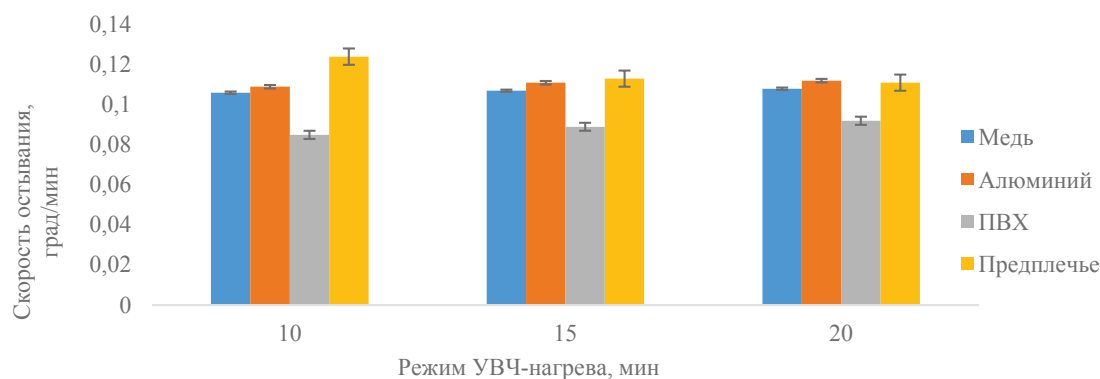


Рисунок 3. Сравнение скоростей остывания моделей ФП в различных режимах УВЧ-нагрева

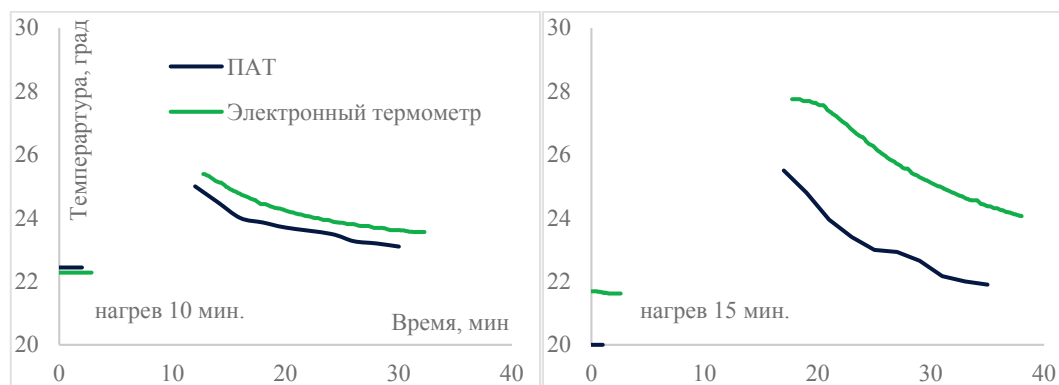


Рисунок 4. Изменение глубинной температуры на модели №2 при УВЧ-нагреве 10 и 15 минут

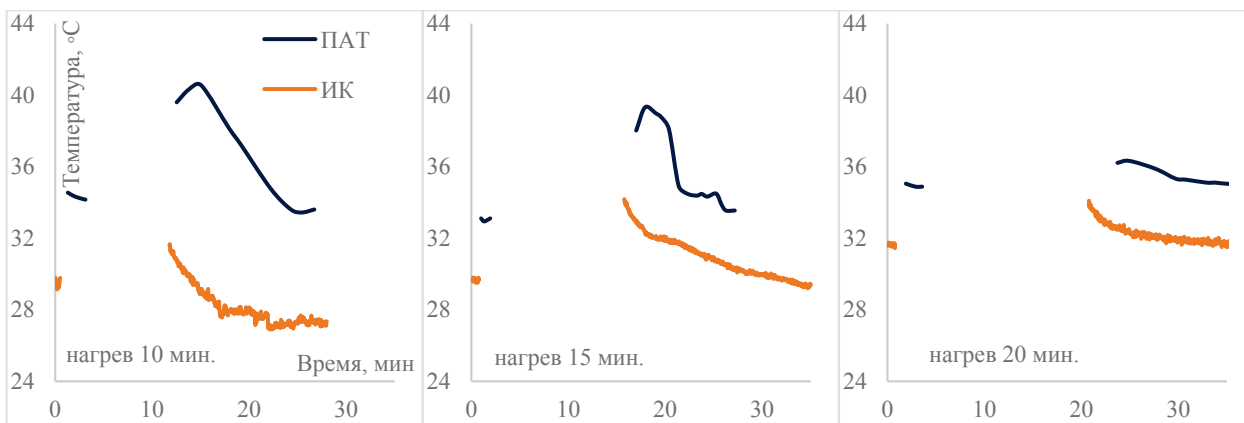


Рисунок 5. Изменение температуры верхней трети предплечья, измеренной методами ИКТ и ПАТ, до и после УВЧ нагрева 10, 15 и 20 мин

Измерение глубинной и поверхностной температуры предплечья человека. На рисунках 9–11 сравнение изменений глубинной акустояркой и поверхностной температуры верхней трети предплечья, исследуемого А до и после УВЧ-нагрева 10, 15, 20 минут.

В эксперименте основной измеряемой величиной являлась акустояркая температура. Это интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект. Акустояркая температура в условиях эксперимента определяется выражением [21,23]:

$$T_A(t) = \int_0^d \gamma T(t, x) \exp(-\gamma x) dx, \tag{3}$$

где γ – коэффициент поглощения ультразвука (по интенсивности). В данной модели предполагается, что исследуемая среда акустически однородна, и коэффициент поглощения не зависит от температуры. Акустояркая температура определяется глубинной температурой.

Сравнение показывает, что при увеличении времени УВЧ-нагрева предплечья скорость остывания кожи и мягких тканей уменьшается. Можно предположить, что при увеличении УВЧ-нагрева в данном диапазоне тепло дольше держится внутри тканей предплечья. В физиотерапии различают дозы атермические, когда больной не ощущает тепла или еле чувствует его, олиготермические, когда больной чувствует слабое тепло, и термические, когда он ощущает выраженное тепло. В данном исследовании при различных физиотерапевтических дозах один

Таблица 1. Сравнение интенсивности нагрева и скорости остывания верхней трети предплечья при различном времени УВЧ-нагрева (10, 15 и 20 мин) методами ПАТ и ИКТ

Доза нагрева	Комнатная температура, °C	АЯ температура*, °C		ИК-температура**, °C		Константа скорости остывания АЯ, град/мин	Константа скорости остывания ИК, град/мин
		До нагрева	После нагрева	До нагрева	После нагрева		
10 мин	22	34,4	40,4	29,5	27,39	0,124	0,125
15 мин	22	33	39,3	29,5	34,19	0,113	0,111
20 мин	20,5	34,8	36,3	31,6	34,1	0,111	0,103
Средняя разница температур в верхней трети предплечья							
10 мин		6,0±0,3°C		1,8±0,1°C			
15 мин		6,3±0,3°C		4,5±0,1°C			
20 мин		2,4±0,3°C		2,6±0,1°C			

* погрешность измерения акустояркой температуры 0,3°C

** погрешность измерения ИК-температуры 0,1°C

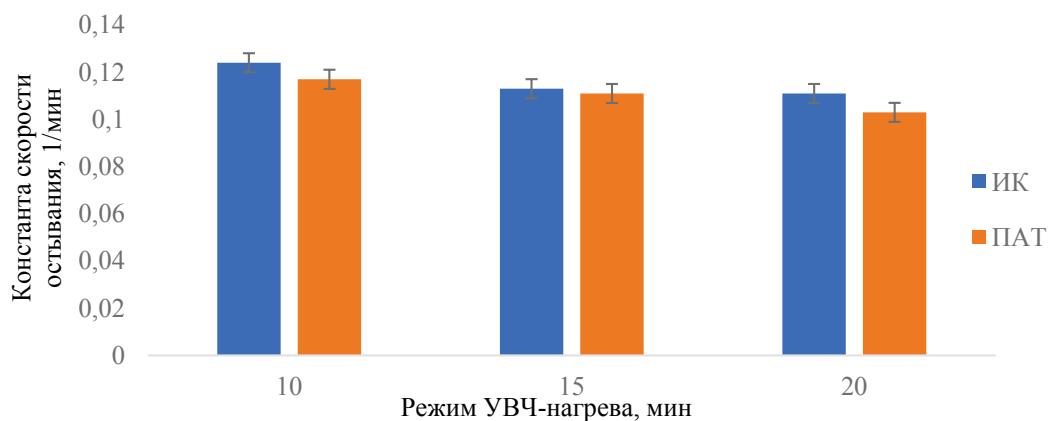


Рисунок 6. Сравнение скорости остывания верхней трети предплечья, измеренных методами ПАТ и ИКТ в разных физиотерапевтических дозах

из трех исследуемых ничего не почувствовал, а двое ощутили тепло в разной степени. Однако эти ощущения никак не коррелируют с объективными данными увеличения глубинной или поверхностной температур. Настоящая работа показывает, что такую качественную оценку можно делать с помощью ИК-термометрии, однако этот метод дает информацию только о поверхностной температуре. Поэтому глубинную температуру эффективнее измерять методом пассивной акустотермометрии. В гипертермии точность нагрева нагреваемой области до определенной температуры определяет эффективность процедуры [24], например, при физиотерапевтической гипертермии. По результатам данного исследования можно полагать, что для контроля поверхностной и глубинной температуры тела человека в физиотерапии разных гипертермических доз целесообразно использовать оба метода до и после УВЧ-нагрева.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе исследовались изменения глубинной и поверхностной температуры верхней трети предплечья человека и в моделях на основе фантома из пластизоля методами пассивной акустической термометрии и инфракрасной термографии при УВЧ-нагреве при различных физиотерапевтических дозах.

На основании полученных результатов можно полагать, что пассивная акустическая термометрия и инфракрасная термография являются приемлемыми для контроля глубинной температуры биообъектов при их локальной гипертермии. В частности, при УВЧ-физиотерапии в разных дозах. Исследование ограничений эффективности гипертермических методов, применяемых в физиотерапии, следует продолжить.

Фантом из пластизоля с протоком воды через него является адекватной моделью для проведения различных экспериментов с имитацией кровообращения в организме человека. Из исследованных моделей ФП наибольшую схожесть по теплофизическим свойствам с мягкими тканями предплечья человека показала модель ФП с трубками из алюминия. Следовательно, именно эту модель целесообразно использовать для дальнейших опытов с имитацией кровотока в фантоме из пластизоля.

Исследования подтвердили, что совместное применение методов ПАТ и ИКТ позволяет получать объективную оценку УВЧ-нагрева мягких тканей конечностей тела человека, субъективные же ощущения не могут служить надежным показателем выбора дозы УВЧ-физиотерапии. В дальнейшем планируем продолжить исследования тепловых эффектов, которые были наблюдаемы при измерении глубинной и поверхностной температур разными способами, для выяснения возможных физиологических механизмов данных эффектов и применения полученных результатов в практической медицине и экспериментальной биологии.

Список литературы / References:

1. Сафроненко В.А., Гасанов М.З. Физиотерапия и физиопрофилактика: учеб.-метод. Пособие. ГБОУ ВПО РостГМУ Минздрава России, каф. внутренних болезней с основами общей физиотерапии № 1. Изд- во РостГМУ, 2015, с. 38-40. [Safronenko V.A., Hasanov M.Z. Physiotherapy and physioprophyllaxis: educational-methodical manual. GBOU VPO RostGMU Ministry of Health of Russia, Department of Internal Medicine with the basics of general physiotherapy no. 1. RostGMU Publishing House, 2015, pp. 38-40. (In Russ.)]
2. Winter L., Oberacker E., Paul K., Ji Y., Oezerdem C., Ghadjar P., Thieme A., Budach V., Wust P., Niendorf T. Magnetic resonance thermometry: methodology, pitfalls and practical solutions. *International Journal of Hyperthermia*, 2016, vol. 32, no. 1, pp. 63-75, doi: 10.3109/02656736.2015.1108462.
3. Pouch A.M., Cary T.W., Schultz S.M., Sehgal C.M. In vivo noninvasive temperature measurement by B-mode ultrasound imaging. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 2010, vol. 29, no. 11, pp. 1595-1606, doi: 10.7863/jum.2010.29.11.1595.

4. Hand J.W., Van Leeuwen G.M.J., Mizushima S., Van de Kamer J.B., Maruyama K., Sugiura T., Azzopardi D.V., Edwards A.D. Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling. *Physics in Medicine & Biology*, 2001, vol. 46, no. 7, p. 1885, doi: 10.1088/0031-9155/46/7/311.
5. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии. *Акуст. журн.*, 2004, т. 50, № 3, с. 298-310. [Burov V.A., Darialashvili P.I., Evtukhov S.N., Romyantseva O.D. Experimental modeling of the processes of active-passive thermoacoustic tomography. *Acoustical Physics*, 2004, vol. 50, no. 3, pp. 243-254, doi: 10.1134/1.1739492. (In Russ.)]
6. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В. Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона. *Акуст. журн.*, 2006, т. 52, № 5, с. 606-612. [Mirgorodsky V.I., Gerasimov V.V., Peshin S.V. Experimental studies of passive correlation tomography of incoherent acoustic sources in the megahertz frequency band. *Acoustical Physics*, 2006, vol. 52, no. 5, pp. 606-612, doi: 10.1134/S1063771006050150. (In Russ.)]
7. Anosov A.A., Kazansky A.S., Subochev P.V., Mansfel'd A.D., Klinshov V.V. Passive estimation of internal temperatures making use of broadband ultrasound radiated by the body. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2015, vol. 137, no. 4, pp. 1667-1674, doi: 10.1121/1.4915483.
8. Anosov A.A., Subochev P.V., Mansfeld A.D., Sharakshane A.A. Physical and computer-based modeling in internal temperature reconstruction by the method of passive acoustic thermometry. *Ultrasonics*, 2018, vol. 82, pp. 336-344, doi: 10.1016/j.ultras.2017.09.015.
9. Passechnik V.I., Anosov A.A., Bograchev K.M. Fundamentals and prospects of passive thermoacoustic tomography. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 2000, vol. 28, no. 3-4, doi: 10.1615/CritRevBiomedEng.v28.i34.410.
10. Amiri H., Makkiabadi B., Khani A., Irandoost S.A. A Simulation Framework for Passive Acoustic Thermometry of Homogenous Materials. *Frontiers in Biomedical Technologies*, 2019, doi: 10.18502/ftb.v6i3.1696.
11. Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P. Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue. *Applied physics letters*, 2002, vol. 81, no. 21, pp. 3918-3920, doi: 10.1063/1.1521245.
12. Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г. Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта методом пассивной термоакустической томографии. *Акуст. журн.*, 1999, т. 45, № 1, с. 20-24. [Anosov A.A., Pesechnik V.I., Isrefilov M.G. Reconstruction of two-dimensional distribution of internal temperature of model object by method of passive thermoacoustic tomography. *Akust. Zhurn*, vol. 45, no. 1, pp. 20-24. (In Russ.)]
13. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акустотермометрическое восстановление профиля глубинной температуры с использованием уравнения теплопроводности. *Акуст. журн.*, 2012, т. 58, № 5, с. 592-599. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Dvornikova M.V., Dvornikova V.V., Kazanskii A.S., Mansfel'd A.D. Acousto-thermometric recovery of the deep temperature profile using heat conduction equations. *Acoustical Physics*, 2012, vol. 58, no. 5, pp. 542-548, doi: 10.1134/S1063771012030037. (In Russ.)]
14. Аносов А.А., Ерофеев А.В., Пешкова К.Ю., Щербаков М.И., Беляев Р.В., Мансфельд А.Д. Совместное использование пассивной акустической и инфракрасной термометрии для контроля УВЧ-нагрева. *Акуст. журн.*, 2020, т. 66, № 6, с. 690-696. [Anosov A.A., Erofeev A.V., Peshkova K., Scherbakov M.I., Belyaev R.V., Mansfeld A.D. Joint Use of Passive Acoustic and Infrared Thermometry for Monitoring UHF Heating. *Akust. zhurn.*, 2020, vol. 66, no. 6, pp. 690-696. (In Russ.)]
15. Аносов А.А. и др. Определение динамики изменения температуры в модельном объекте методом акустотермографии. *Акустический журнал*, 2008, т. 54, № 4, с. 540-545. [Anosov A.A. et al. Determination of the temperature change dynamics in the model object by the acoustic thermography method. *Akust. zhurn.*, 2008, vol. 54, no. 4, pp. 540-545. (In Russ.)]
16. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акустотермометрические данные о кровотоке и теплопродукции в предплечье при физической нагрузке. *Акуст. журн.*, 2013, т. 59, № 4, с. 539-544. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Kazansky A.S., Kuryatnikova N.A., Mansfeld A.D. Acoustothermometric data on blood flow and heat production in the forearm during physical activity. *Akust. zhurn.*, 2013, vol. 59, no. 4, pp. 539-544. (In Russ.)]
17. Аносов А.А., Ерофеев А.В., Мансфельд А.Д. Использование акустотермометрии для определения температурного поля в предплечье человека. *Акуст. журн.*, 2019, т. 65, № 4, с. 551-556. [Anosov A.A., Erofeev A.V., Mansfeld A.D. Using acoustothermometry to determine the temperature field in the human forearm. *Akust. zhurn.*, 2019, vol. 65, no. 4, pp. 551-556, doi: 10.1134/S106377101904002X. (In Russ.)]
18. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине. *Успехи физических наук*, 2006, т. 176, № 12, с. 1293-1320. [Ivanitsky G.R. Modern matrix thermal imaging in biomedicine. *Advances in Physical Sciences*, 2006, vol. 176, no. 12, pp. 1293-1320. (In Russ.)]
19. Maggi L., Cortela G., von Kruger M.A., Negreira C., de Albuquerque Pereira W.C. Ultrasonic Attenuation and Speed in phantoms made of PVCp and Evaluation of acoustic and thermal properties of ultrasonic phantoms made of polyvinyl chloride-plastisol (PVCp). *In IWBBIO*, 2013, pp. 233-241.
20. Duck F.A. Physical properties of tissues: a comprehensive reference book. *Academic press*, 2013.
21. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С. Определение динамики изменения температуры в модельном объекте методом акустотермографии. *Акуст. журн.*, 2008, т. 54,

№ 4, с. 540-545. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Kazanskii A.S., Mansfeld A.D., Sharakhshane A.S. Determination of temperature change dynamics in a model object by acoustothermography. *Akust. zhurn.*, 2008, vol. 54, no. 4, pp. 540-545. (In Russ.)]

22. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С. Динамическая акустотермография. *Акуст. журн.*, 2009, т. 55, № 4-5, с. 436-444. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Kazanskii A.S., Mansfel'd A.D., Sharakhshane A.S. Determination of the dynamics of temperature variation in a model object by acoustic thermography. *Acoustical Physics*, 2008, vol. 54, no. 4, pp. 464-468, doi: 10.1134/S1063771008040040. (In Russ.)]

23. Аносов А.А. и др. Восстановление глубинной температуры методом акустотермометрии с учетом уравнения теплопроводности. *Радиотехника и электроника*, 2015, т. 60, № 8, с. 855-855. [Anosov A.A. et al. Reconstruction of the depth temperature by acoustothermometry taking into account the thermal conductivity equation. *Radiotekhnika i elektronika*, 2015, vol. 60, no. 8, pp. 855-855. (In Russ.)]

24. Аносов А.А. и др. Акустотермометрический контроль кисти руки человека при гипертермии и гипотермии. *Акуст. журн.*, 2013, т. 59, № 1, с. 109-114. [Anosov A.A. et al. Acoustothermometric control of human hand during hyperthermia and hypothermia. *Acoust. zhurn.*, 2013, vol. 59, no. 1, pp. 109-114. (In Russ.)]

CONTROL OF TEMPERATURE DISTRIBUTION PARAMETERS IN HUMAN FOREARM DURING UHF HYPERTHERMIA BY PASSIVE ACOUSTIC THERMOMETRY AND INFRARED THERMOGRAPHY

Erofeev A.V.^{1,2}, Granovsky N.V.¹, Selivanova P.I.¹, Shugaeva A.I.¹, Sharakhshane A.S.^{1,2}, Shcherbakov M.I.², Mansfeld A.D.³, Anosov A.A.^{1,2}

¹ Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University)

Bolshaya Pirogovskaya str., 2, p.4, Moscow, 119435, Russia; e-mail: erofeev_a_v@staff.sechenov.ru

² IRE named after V.A. Kotelnikov RAS

11 Mokhovaya str., bld. 7, Moscow, 125009, Russia

³ IPF RAS

Ulyanova str., 46, Nizhny Novgorod, Nizhny Novgorod region, 603155, Russia; e-mail: mansfeld@appl.sci-nnov.ru

Received 25.07.2022. DOI: 10.29039/rusjbp.2022.0549

Abstract. In this work we performed UHF heating with an electromagnetic field of frequency 40.68 MHz and power of 30 W on human forearms and phantoms made of plastisol with simulated blood flow at physiotherapeutic doses of 10, 15 and 20 minutes. Thermal acoustic radiation of heated objects measured with a multichannel acoustothermograph with a bandwidth of 1.6-2.5 MHz, an integration time of 10 C, and a threshold sensitivity of 0.2 K. Additionally, the surface temperature of the forearm measured by infrared thermometry and the internal temperature of the phantom by an electronic thermometer. We obtained data about temperature distribution patterns in the human forearm and in the plastisol phantom. Blood flow in the phantoms was simulated by copper, aluminum and polyvinyl chloride tubes, through which water from a thermostat was passed. Comparison of cooling rates of different types of phantoms showed that the thermal properties of the phantom with aluminum tubes were the closest to the soft tissues of the human forearm. The data of objective control do not agree with the subjective sensations of the subjects, but agree well with each other, which confirms the necessity and shows the possibility of objective assessment of temperature distribution parameters in the soft tissues of the human body during hyperthermia during UHF-physiotherapy.

Key words: *passive acoustic thermometry, thermal acoustic radiation, acoustic temperature, infrared thermography, hyperthermia, physiotherapy, plastisol phantom.*