

Печатная антенна со встроенным инфракрасным датчиком температуры для медицинского многоканального микроволнового радиотермографа

Аннотация

Представлены результаты проектирования печатной широкополосной антенны, предназначенной для использования в составе многоканального микроволнового радиотермографа. Предложена конструкция антенны кольцевой формы со встроенным ИК-датчиком температуры кожных покровов. Представлены результаты математического моделирования электромагнитного поля антенны в тканях биологического объекта. Приведены результаты расчета коэффициента стоячей волны, глубины измерения антенны, разрешающей способности, а также распределения мощности излучения по объему биологической ткани.

Введение

В последние годы растет интерес специалистов к использованию микроволновой радиотермографии в медицине [1]–[11]. В отличие от ИК-термографии, которая позволяет визуализировать распределение температур кожных покровов человека, радиотермография позволяет выявлять тепловые аномалии биологических тканей, расположенных на глубине до 5...7 см. Во многих случаях важно измерять как внутреннюю температуру, так и температуру кожи, что позволяет учесть ее вклад в измеряемую радиояркую температуру и тем самым повысить точность обнаружения температурных аномалий в глубине биологического объекта [11]. Антенны, применяемые в настоящее время в серийно выпускаемых медицинских радиотермографах, представляют собой сложные волноводные системы, имеющие относительно большие габаритные размеры и массу, что препятствует их использованию в многоканальных системах. Разработка широкополосных антенн, размеры которых составляют несколько сантиметров, и уменьшение габаритных размеров подключаемых к ним радиометрических приемников открывают возможности создания многоканального многочастотного радиотермографа [5] на основе имеющегося положительного опыта создания антенн с использованием современных материалов и передовых технологий [9], [10]. В рассматриваемой работе была поставлена задача разработки конструкции и моделирования основных характеристик малогабаритной широкополосной антенны со встроенным датчиком ИК-излучения, которая может быть использована в составе многоканального многочастотного радиотермографа, обеспечивающего 3D-визуализацию распределения внутренних радиоярких температур биологического объекта.

Методы исследований

Радиояркая температура T_{br} , измеренная медицинским радиотермографом, связана с физической температурой $T(r)$ в ткани человека следующим уравнением:

$$T_{br} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r)W(r)dV; \quad W(r) = \frac{\frac{\sigma(r)}{2}|E(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma(r)}{2}|E(r)|^2 dV}, \quad (1)$$

где $W(r)$ – весовая радиометрическая функция; $|E(r)|^2$ – квадрат модуля электрического поля; $\sigma(r)$ – электропроводность биологической ткани; r – текущая координата. При проектировании антенн необходимо моделировать электромагнитные и тепловые поля в биологических объектах [7], [9], [10], [12], [13]. Для расчета электрического поля применяли численные методы, используемые в программе электродинамического моделирования. Вычисления проводились в программной среде HIPERCONE FDTD на основе интерфейса EMTL (библиотека электромагнитных шаблонов) [14]. Конструкция предла-

гаемой к реализации антенны представлена на *рис. 1а*. Для обеспечения требований по широкополосности антенны в рабочем диапазоне частот 3,4...4,2 ГГц и возможности совмещения ее с ИК-датчиком для дистанционного измерения температуры кожи в антенне применен петлевой излучатель кольцевой формы, выполненный печатным способом. На *рис. 1б* представлена топология печатной платы спроектированной антенны. В качестве материала печатной платы использован материал RO3010 толщиной 1,28 мм с диэлектрической проницаемостью $\epsilon = 10,2$. Для обеспечения требований по помехозащищенности корпус антенны выполнен в форме полого металлического цилиндра диаметром 32 мм и высотой 6 мм, открытого с одной стороны. Внутри корпуса размещается печатная плата антенны и ИК-датчик MLX90615SSG-DAA компании «Melexis», расположенный в металлическом экране. Расчетная масса антенны 8 г. Для расчета электрического поля антенны использовалась модель молочной железы в виде слоистой структуры (*рис. 2а*). Модель включает в себя несколько видов биологических тканей: кожу, ткань молочной железы, мышечную ткань и злокачественную опухоль. Каждый слой модели характеризуется следующими параметрами: электропроводностью, диэлектрической проницаемостью и толщиной слоя (*табл. 1*). При расчетах были приняты следующие размеры многослойной трехмерной модели биологического объекта: длина – 100 мм, ширина – 100 мм, высота – 100 мм.

Результаты

На *рис. 2б* представлена рассчитанная частотная зависимость коэффициента стоячей волны (КСВ) разработанной антенны. Отличительной особенностью данной антенны является более широкая полоса рабочих частот. Как видно из графика, антенна имеет КСВ менее 1,5 в полосе частот 2800...5200 МГц, т. е. полоса рабочих частот составляет 2400 МГц, что значительно превышает полосу рабочих частот антенн, используемых в серийных приборах [15]. Это дает возможность использовать одну антенну в нескольких частотных диапазонах при ее применении в многоканальных многочастотных радиотермографах с 3D-визуализацией распределения внутренних радиоярких температур.

На *рис. 3а, б* представлены расчетные распределения нормированных компонентов вектора электрического поля антенны на глубине 20 мм в Е-плоскости (а) или Н-плоскости (б). Как видно из графиков, наблюдается заметное преобладание Х-компоненты электрического поля. При этом E_y близка к нулю.

При описании полей в ближней зоне, невозможно использовать традиционные параметры, которые применяются для описания антенн в дальней зоне (диаграмма направленности, коэффициент усиления и т. д.), поэтому мы использовали собственную систему параметров, которые позволяют сравнивать различные антенны. Обычно глубину измерения радиоярких температур микроволнового радиотермографа определяют как глубину проникновения плоской волны в биологичес-

кие ткани. На частоте 3,8 ГГц для ткани молочной железы эта глубина составляет 42 мм. Но электрическое поле антенны отличается от плоской волны, и соответственно глубина измерения будет иной. Поэтому было предложено для нахождения глубины измерения радиоярких температур для конкретных антенн рассчитывать величину объема, в котором рассеивается 85 % мощности, излучаемой антенной. Долю мощности, сосредоточенной в объеме V , можно рассчитать по формуле

$$L(V) = \frac{\int_V \frac{\sigma(r)}{2} \overline{E(r)}^2 dV}{\int_{\infty} \frac{\sigma(r)}{2} \overline{E(r)}^2 dV} \quad (2)$$

На рис. 4а, б представлены результаты расчетов объема, в котором сосредоточено 85 % всей рассеиваемой мощности антенны. Глубиной измерения радиояркой температуры W_z будем называть размер указанной области вдоль оси Z . Поперечные размеры исследуемой области обозначим W_x и W_y . Очень важным параметром антенны является ее разрешающая способность. По аналогии с теорией оптических систем разрешающую способность антенны вдоль оси X будем рассматривать как минимальное расстояние между двумя единичными тепловыми источниками (V_x), при котором эти источники различимы.

Аналогично находим V_y . Будем считать, что два источника различимы, если значение температуры между ними будет на 20 % ниже, чем в максимумах.

Таблица 1

Физические параметры биологических тканей в частотном диапазоне [10]

Электрофизические параметры	Кожа	Молочная железа	Мышцы	Злокачественная опухоль
Диэлектрическая проницаемость ϵ	36,75	10	51,1	50
Электропроводность σ , См/м	2,21	0,4	2,82	2
Толщина ткани, мм	2	88	10	-

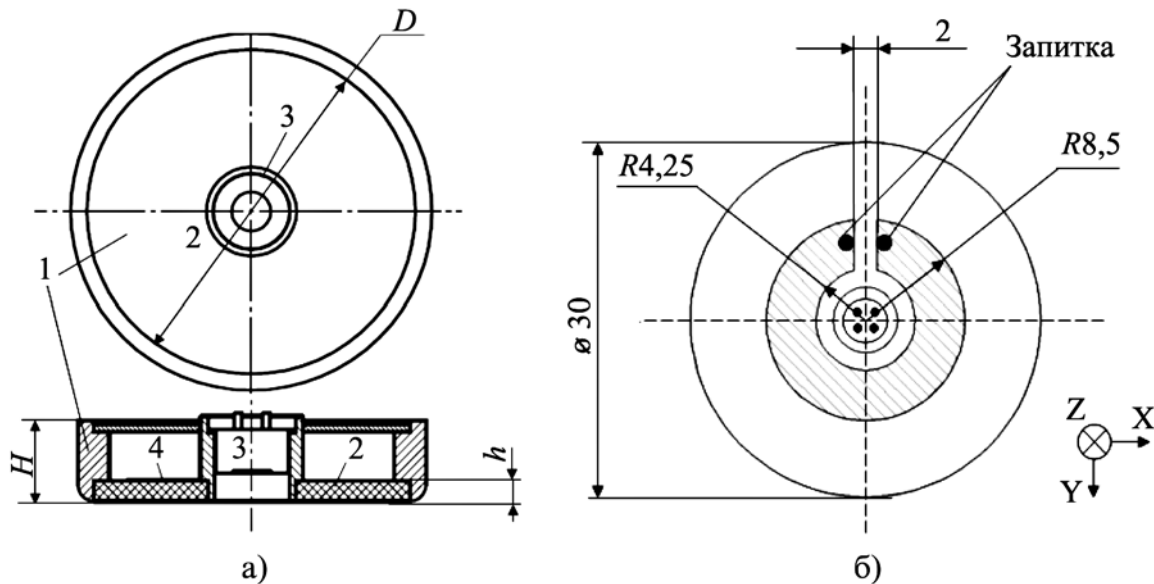


Рис. 1. Конструкция широкополосной антенны со встроенным датчиком инфракрасного излучения: а) общая конструкция антенны: 1 – экранирующий корпус антенны; 2 – подложка; 3 – ИК-датчик; 4 – излучатель; б) топология печатной платы антенны

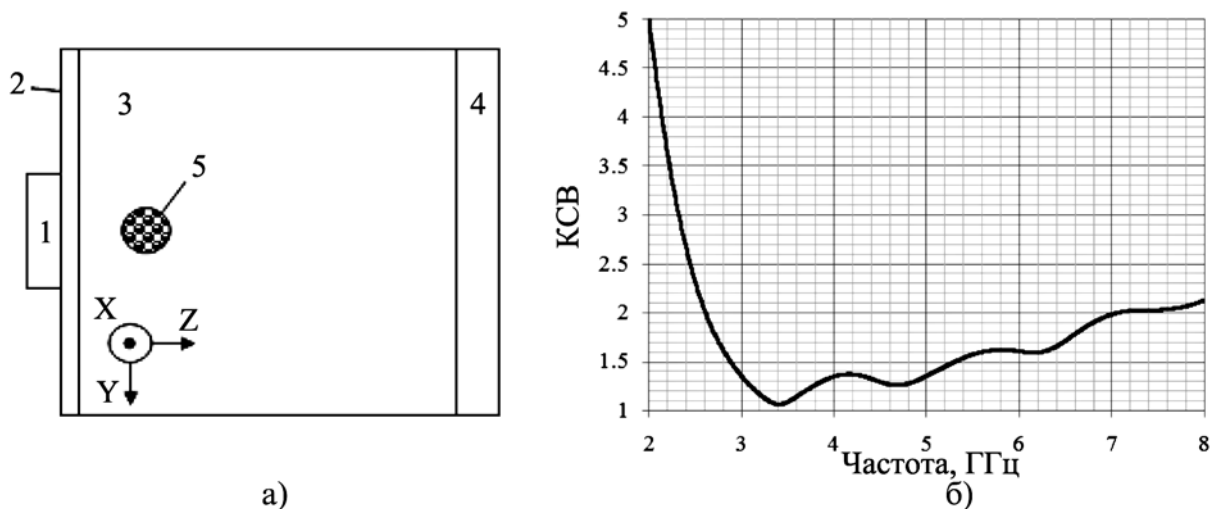


Рис. 2. Расчетная модель биологического объекта и результат расчета КСВН: а) модель в виде слоистой структуры: 1 – антенна; 2 – кожа; 3 – слой молочной железы; 4 – мышцы; 5 – опухоль; б) зависимость КСВ антенны от частоты

В табл. 2 приведено сравнение рассчитанных параметров печатной антенны и волноводной антенны диаметром 32 мм, используемой в серийно выпускаемом радиотермографе [15] (F_0 – центральная частота; ΔF – полоса частота; D – диаметр антенны).

Спроектированная антенна отличается существенно более широкой полосой рабочих частот по сравнению с традиционными антеннами (2400 МГц вместо 700 МГц), по данному параметру она сопоставима со сверхширокополосной спиральной антенной, описанной в [16]. Однако в спиральную антенну сложно встроить ИК-датчик температуры. Что касается глубины измерения, то предложенная антенна несколько уступает волноводной антенне (30 мм по сравнению с 40 мм). Это можно объяснить тем, что толщина диэлектрика, на котором напечатана топология излучателя, намного меньше, чем в волноводной антенне, однако для многих практических применений малогабаритной широкополосной антенны это некритично.

Заключение

Предлагаемая к реализации антенна в виде печатного излучателя кольцевой формы со встроенным ИК-датчиком температуры отличается простотой конструкции, компактностью, малой высотой и широкой рабочей полосой частот. Антенна изготавливается с использованием технологий печатных плат, будет иметь низкую стоимость и может быть применена в составе многоканального многочастотного радиотермографа. На следующих стадиях разработки предполагаются изготов-

ление прототипа антенны, экспериментальная верификация ее характеристик, а также медицинская апробация в составе многоканальной конформной диагностической медицинской системы.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках соглашения № 19-19-00349 от 24.04.2019 г.

Список литературы:

1. Vesnin S.G., Turnbull A.K., Dixon M., Goryanin I. Modern microwave thermometry for breast cancer // Journal of Molecular Imaging & Dynamics. 2017. Vol. 7. № 136. PP. 10-1109.
2. Goryanin I., Karbainov S., Shevelev O., Tarakanov A., Redpath K., Vesnin, S., Ivanov Y. Passive microwave radiometry in biomedical studies // Drug Discovery Today. 2020. Vol. 25 (4). PP. 757-763.
3. Drakopoulou M., Moldovan C., Toutouzias K., Tousoulis D. The role of microwave radiometry in carotid artery disease. Diagnostic and clinical prospective // Current Opinion in Pharmacology. 2018. Vol. 39. PP. 99-104.
4. Cheboksarov D.V., Butrov A.V., Shevelev O.A., Amcheslavsky V.G., Pulina N.N., Buntina M.A., Sokolov I.M. Diagnostic opportunities of noninvasive brain thermomonitoring // Anesteziologiya i Reanimatologiya. 2015. Vol. 60. № 1. PP. 66-69.

Таблица 2

Сравнение параметров печатной и волноводной антенн

	F_0 , ГГц	ΔF , МГц	D , мм	W_z , мм	W_x , мм	W_y , мм	V_x , мм	V_y , мм
Печатная антенна	3,8	2400	32	30	39	28	23	18
Волноводная антенна Ø32 [15]	3,8	700	32	40	39	40	23	20

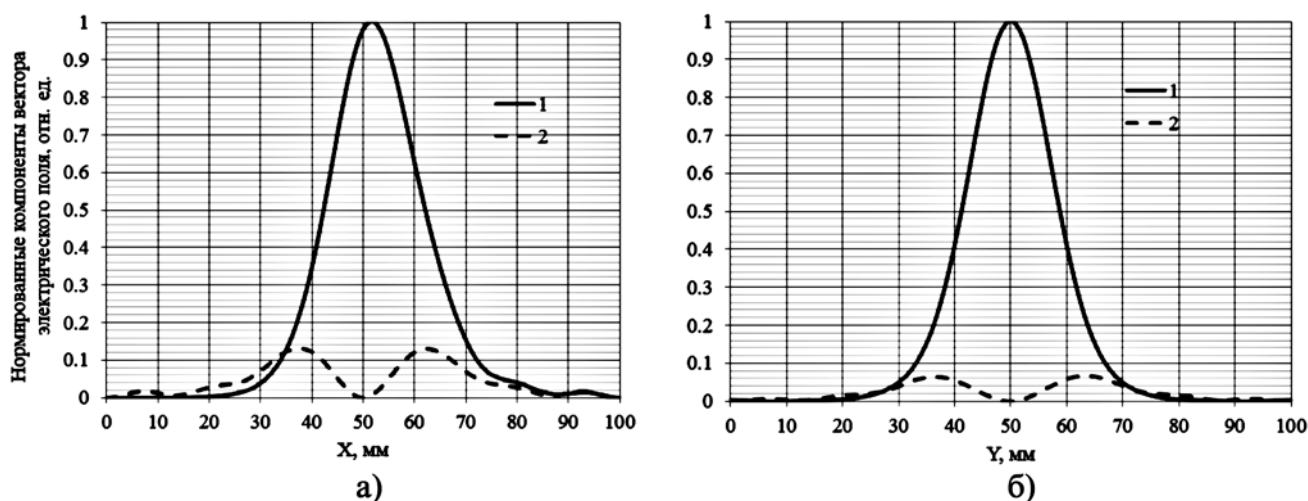


Рис. 3. Нормированные компоненты вектора электрического поля антенны на глубине 20 мм в E-плоскости (а) или H-плоскости (б): 1 – E_x^2 ; 2 – E_z^2

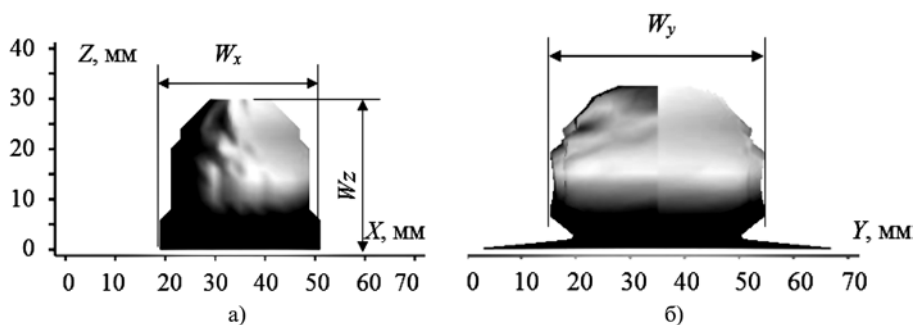


Рис. 4. Область измерения радиояростной температуры по уровню 85 % в плоскостях XZ (а) и YZ (б)

5. *Gudkov A.G., Leushin V.Yu., Vesnin S.G., Sidorov I.A., Sedankin M.K., Solov'ev Yu.V., Agasieva S.V., Chizhikov S.V., Gorbachev D.A., Vidyakin S.I.* Studies of a microwave radiometer based on integrated circuits // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 53 (6). PP. 413-416.
6. *Vesnin S., Sedankin M., Ovchinnikov L., Leushin V., Skuratov V., Nelin I., Konovalova A.* Research of a microwave radiometer for monitoring of internal temperature of biological tissues // *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*. 2019. Vol. 4. № 5 (100). PP. 6-15.
7. *Sedankin M.K., Gudkov A.G., Leushin V.Yu., Vesnin S.G., Sidorov I.A., Chupina D.N., Agasieva S.V., Skuratov V.A., Chizhikov S.V.* Microwave radiometry of the pelvic organs // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53 (4). PP. 288-292.
8. *Gudkov A.G., Leushin V.Yu., Sidorov I.A., Vesnin S.G., Porokhov I.O., Sedankin M.K., Agasieva S.V., Chizhikov S.V., Gorbacheva E.N., Lazarenko M.I., Shashurin V.D.* Use of multichannel microwave radiometry for functional diagnostics of the brain // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53. № 2. PP. 108-111.
9. *Gudkov A.G., Sedankin M.K., Leushin V.Yu., Vesnin S.G., Sidorov I.A., Agasieva S.V., Ovchinnikov L.M., Vetrova N.A.* Antenna applicators for medical microwave radiometers // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 52 (4). PP. 235-238.
10. *Sedankin M.K., Chupina D.N., Nelin I.V., Skuratov V.A.* Development of patch textile antenna for medical robots / 2018 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE). IEEE. 2018. PP. 413-420.
11. Официальный сайт <http://www.radiometry.ru/rtm-01-res-description/>.
12. *Lauk-Dubitskiy S.E., Pushkarev A.V., Korovin I.A.* Porcine heart valve, aorta and trachea cryopreservation and thawing using polydimethylsiloxane // *Cryobiology*. 2020. Vol. 93. PP. 91-101.
13. *Burkov I.A., Pushkarev A.V., Shakurov A.V., Tsiganov D.I., Zherdev A.A.* Numerical simulation of multiprobe cryoablation synergy using heat source boundary // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2020. Vol. 147. № 118946.
14. *Zakirov A., Belousov S., Valuev I., Levchenko V., Perepelkina A., Zempo Y.* Using memory-efficient algorithm for large-scale time-domain modeling of surface plasmon polaritons propagation in organic light emitting diodes // *Journal of Physics: Conference Series*. 2017. Vol. 905. PP. 012-030.
15. *Sedankin M.K., Leushin V.Yu., Gudkov A.G., Vesnin S.G., Khromov D.A., Porokhov I.O., Sidorov I.A., Agasieva S.V., Gorbacheva E.N.* Modeling of thermal radiation by the kidney in the microwave range // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53 (1). PP. 60-65.
16. *Rodrigues D.B., Maccarini P.F., Salahi S., Oliveira T.R., Pereira P.J., Limão-Vieira P., Stauffer P.R.* Design and optimization of an ultra wideband and compact microwave antenna for radiometric monitoring of brain temperature // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014. Vol. 61. № 7. PP. 2154-2160.

Сергей Георгиевич Веснин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБОУ ВО МГТУ им. Н.Э. Баумана,
генеральный директор,
ООО «Фирма «РЭС»,
Михаил Константинович Седанкин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
ст. научный сотрудник,
ФГБУ ГНЦ РФ –
ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
Виталий Юрьевич Леушин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Игорь Александрович Сидоров,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
Игорь Олегович Порохов,
канд. техн. наук, начальник сектора,
АО «ЦНИРТИ им. акад. А.И. Берга»,
Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
ФГАОУ ВО «Российский
университет дружбы народов»,
Святослав Игоревич Видякин,
аспирант,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, И.Ш. Миспахов, А.П. Адамов

Термоэлектрический холодильник для краткосрочного хранения и перевозки биологических материалов

Аннотация

Рассмотрена конструкция термоэлектрического холодильника для краткосрочного хранения и транспортировки биологических субстанций, реализованная на базе каскадной термоэлектрической батареи (ТЭБ). Особенностью прибора является возможность одновременного хранения нескольких типов биологических объектов, имеющих разные температуры хранения. Представлены зависимости изменения температуры в контрольных точках устройства во времени при различных токах питания ТЭБ. Установлено, что для организации требуемого температурного режима хранения биологического материала могут быть использованы стандартные промышленно выпускаемые ТЭБ.

Введение

Биологический материал, такой как кровь, ранние эмбрионы, образцы ткани и др., при обычных условиях подвержен деструкции. Длительное сохранение его жизнеспособности возможно только при использовании низких температур. В крупных хранилищах биологических объектов в основном применяется оборудование, функционирующее на основе жидкого азота [1], которое в случае удаления от его запасов явля-

ется малоэффективным. Для решения задачи хранения биологических субстанций в медицинских учреждениях, находящихся в местах, удаленных от крупных хранилищ жидкого азота, применяются автономные рефрижераторные установки [2]. В качестве таковых в основном применяются системы, работающие по смесовому циклу Клименко, а также каскадные фреоновые установки. Одним из существенных недостатков таких аппаратов является наличие полугерметичного компрессора, что приводит к постоянным утечкам рабочего агента и необ-