

УДК 577.3:534.2

## СИНТЕЗ АКУСТИЧЕСКОЙ ЛИНЗЫ ФРЕНЕЛЯ ДЛЯ АКУСТОЯРКОСТНОЙ ТЕРМОМЕТРИИ

© 2007 г. Е. В. Кротов, А. М. Рейман, П. В. Субочев

Институт прикладной физики РАН, 603950, Нижний Новгород, ул. Ульянова 46

Тел.: +7 (8312) 164-976; Факс: +7(8312) 164-976

E-mail: krev@medusa.appl.sci-nnov.ru, rey@appl.sci-nnov.ru, subochev@mail.ru

Поступила в редакцию 25.07.06 г.

Проведен теоретический и численный анализ применимости различных типов акустических френелевских линз в качестве антенных систем при акустояркостной термометрии биологических тканей. На основе сформулированного критерия технической реализуемости выбрана длина волны, пригодная для использования в акустотермографах с антеннами в виде линз Френеля. Проанализированы фокусирующие свойства различных френелевских линз. Предложен метод построения линз Френеля, основанный на варьировании фокусных расстояний. Метод позволяет получать трехфокусные антенные системы с улучшенными фокусирующими свойствами.

PACS: 43.35.Ud, 43.38.Hz, 43.58.Ls

Информация о распределении внутренней температуры человеческого организма может быть использована для анализа его состояния и функционирования. Распределение внутренней температуры может быть измерено методом акустояркостной (АЯ) термометрии. Особенности АЯ термометрии, а именно прием акустического излучения в миллиметровом и субмиллиметровом диапазоне длин волн при большом отношении глубины приема к длине волны  $L/\lambda \sim 60$ , позволяют проводить глубинную регистрацию теплового акустического излучения с высоким пространственным разрешением. Именно данный диапазон обеспечивает измерение АЯ температуры в достаточно глубоких слоях биологических тканей (вследствие сравнительно слабого поглощения) и приемлемую чувствительность акустотермографа (АТ) (до десятых долей градуса за счет относительно широкой полосы частот при приеме акустического излучения).

Проблемами АЯ термометрии занимаются достаточно давно (см., например, обзорные работы [1–9]), причем круг решаемых задач можно условно разделить на два типа. К первому классу относятся реконструктивные томографические задачи (см., например, [10–16]), то есть АЯ картирование поля температуры. Для измерения пространственного распределения температуры обширной области исследуемого объекта требуется длительное накопление АЯ сигнала (в сравнении с характерными временами изменения реальных термодинамических температур) и применение того или иного метода пространственного сканирования. Кроме того, восстановление температурного профиля подразумевает решение некор-

ректной задачи (т.н. обратной задачи АЯ термометрии), что сопряжено с большими объемами вычислений и требует серьезных компьютерных мощностей. В то же время существует большой класс медицинских приложений, требующих непрерывного температурного мониторинга в локальной области или нескольких областях исследуемого объекта. Задачи данного типа требуют меньших времен накопления, позволяя отслеживать изменения термодинамической температуры в режиме реального времени.

Именно здесь и возникает вопрос о преимуществах использования фокусируемых антенных систем, позволяющих искусственно перераспределять интенсивность принимаемого акустического излучения за счет смещения положения фокусной перетяжки в интересующую область ткани, с последующим измерением термодинамической температуры в области фокусировки. Ранее [17–19] нами исследовались возможности использования однофокусных сферических антенн. Существенным их недостатком является необходимость механического перемещения для осуществления измерений в нескольких точках внутри объекта, что сопряжено с техническими трудностями. Плоская антенна с электронным сканированием может избавить от неудобств, связанных с необходимостью акустического согласования и механического перемещения антенны, расширив за счет этого круг решаемых задач. Одной из таких антенн является акустическая френелевская линза (АФЛ) [20].

На рис. 1 представлена возможная схема АЯ мониторинга термодинамической температуры при использовании АФЛ в качестве плоской мно-

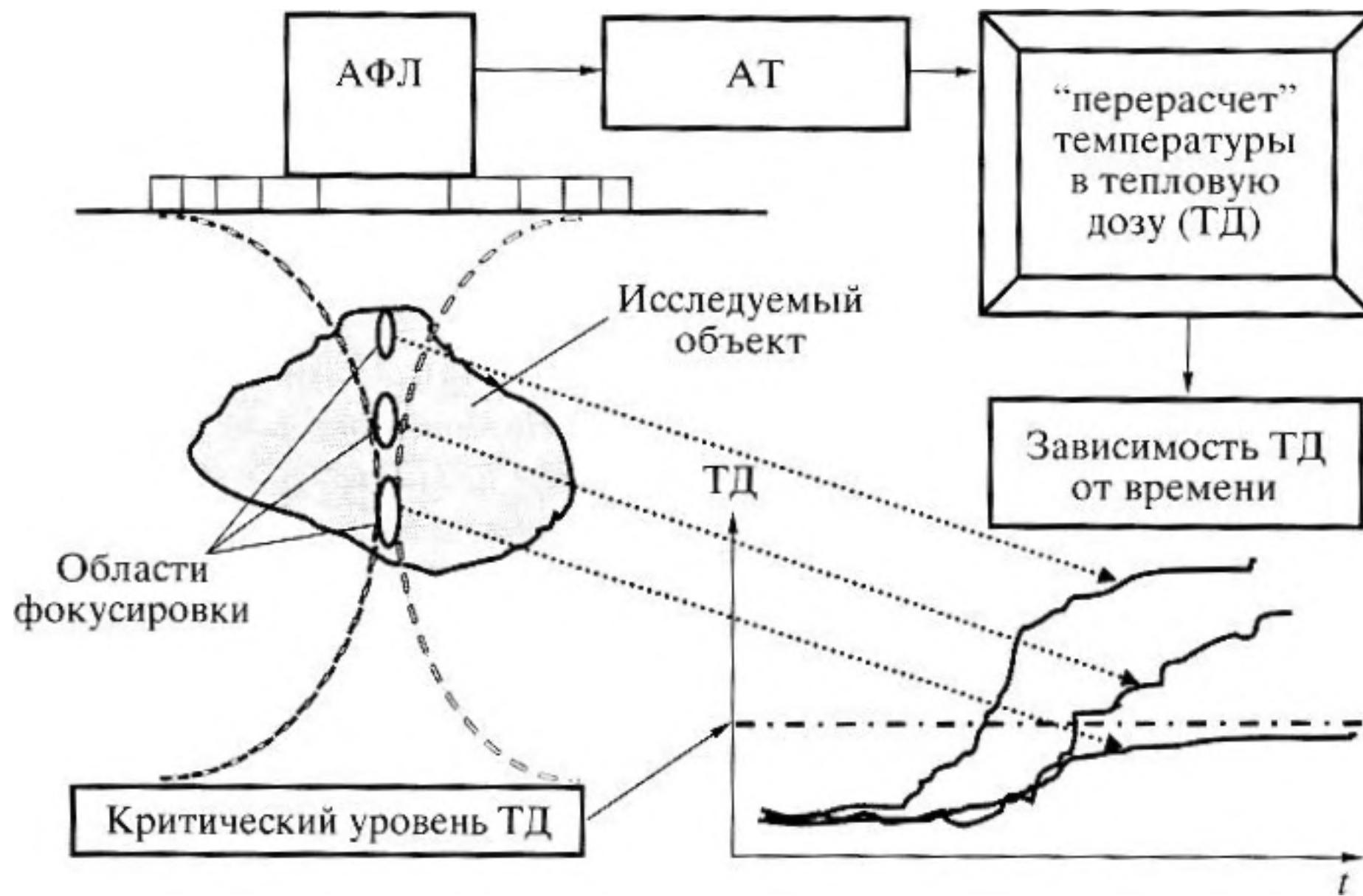


Рис. 1. Схема АЯ мониторинга термодинамической температуры при использовании АФЛ в качестве плоской многофокусной антенны.

гофокусной антенны, позволяющей фокусироваться на нескольких интересующих областях внутри объекта исследования (трансплантированного органа, ткани, находящейся под греющим терапевтическим воздействием). При гипертермических процедурах существует пороговое значение тепловой дозы, которое не должно быть превышено [21]. Тепловая доза, полученная отдельным участком ткани, определяется через его термодинамическую температуру. На схеме АТ с АФЛ измеряет термодинамическую температуру в трех областях фокусировки в режиме реального времени. Определяя по измеренной в разных точках среды термодинамической температуре тепловые дозы (ТД), можно сделать вывод о превышении порога термического разрушения ткани и вовремя прекратить опасное греющее воздействие.

Фокусировка акустической волны с помощью АФЛ в случае однородной слабопоглощающей среды и узкополосного сигнала достаточно очевидна. Однако в действительности при решении задач АЯ мониторинга мягких биологических тканей необходим прием широкополосного шумового сигнала из среды с частотно-зависимым акустическим поглощением. В этом случае фокусирующие свойства акустической линзы Френеля не столь очевидны и требуют моделирования.

Для исследования фокусировки АФЛ была применена следующая модель: линза представляет собой набор из  $N$  концентрических колец; принятые этими кольцами сигналы складываются алгебраически с весовыми коэффициентами  $I(n)$ .

В этом случае, аналогично [20, 23–24], АЯ температура  $T_a$  определяется выражениями:

$$T_a = \int_{dV} |\Theta_{\Sigma}(r, \vartheta, N)|^2 T(r, \vartheta, \psi) r^2 \cos \vartheta dr d\theta d\psi, \quad (1)$$

$$\Theta_{\Sigma}(r, \vartheta, N) = \sum_{n=1}^N I(n) \Theta(r, \theta, n, N)$$

$$\Theta(r, \theta, n, N) = \frac{1}{\Delta f} \int_{f_c - \frac{\Delta f}{2}}^{f_c + \frac{\Delta f}{2}} df \int_0^{2\pi} d\varphi \int_{r_N(n)}^{r_N(n+1)} \rho d\rho \times \times \frac{f \sqrt{\gamma(f)}}{iRc} \exp\left(i \frac{2\pi f}{c} R - \frac{1}{2} \gamma(f) R\right) \quad (2.1)$$

$$R = \sqrt{r^2 + \rho^2 - 2\rho r \sin \theta \cos \varphi}, \quad (2.2)$$

где  $T(r, \vartheta, \psi)$  – распределение термодинамической температуры среды в сферических координатах. Выбор системы координат обусловлен аксиальной симметрией линзы, а также стремлением к максимальной компактности и наглядности формулы (2).  $\gamma(f)$  – коэффициент акустического поглощения, который принимался в расчетах линейно зависящим от частоты  $\gamma(f) = \gamma_0 f$ , где  $\gamma_0 = 0.23 \text{ (см}^{-1} \text{ МГц}^{-1}\text{)}$  [22].  $\Theta_{\Sigma}(r, \vartheta, N)$  – аппаратная функция  $N$ -элементной антенны, представляющая собой суперпозицию аппаратных функций  $\Theta(r, \vartheta, n)$  отдельных элементов, взятых с весовыми коэффициентами  $I(n)$ . Каждый  $n$ -ый элемент принимает акустическое излучение в полосе  $\Delta f$  и

представляет собой радиальное кольцо (далее просто кольцо) с внутренним радиусом  $r_N(n)$  и внешним радиусом  $r_N(n + 1)$ , которые определяются выражением:

$$r_N = \sqrt{Fn\lambda + \left(\frac{n\lambda}{2}\right)^2} \quad (3)$$

где  $F$  – геометрический фокус,  $\lambda = \frac{c}{f_c}$  – средняя длина волны. Изготовление  $N$  колец удобно осуществлять на круглой пьезокерамической пластине толщины  $d$ , прорезая в ней концентрические канавки согласно формуле (3), нарушая тем самым целостность проводящего слоя на поверхности.

Однако не всякое распределение колец, обеспечивающее теоретически рассчитанные фокусирующие свойства, может быть реализовано на практике. Для технической реализуемости недостаточно обеспечить возможность нарезать все узкие кольца в пьезокерамическом материале (то есть обеспечить выполнение неравенства  $[r_N(n + 1) - r_N(n)]_{\min} > \delta_1$ ); для “независимой” работы колец их ширина должна превышать толщину пластины ( $[r_N(n + 1) - r_N(n)]_{\min} > d$ ) [23]. Данные условия могут быть выполнены за счет изменения трех параметров:  $F, N, \lambda$ . Если мы зафиксируем  $F$  и  $N$ , то условие технической реализуемости будет означать ограничение, накладываемое на длину волны:  $\lambda \geq \lambda^*$ . Для  $F = 12$  мм (можно считать минимальной глубиной, интересной для неинвазивной диагностики) и  $N = 8$  (можно считать средним количеством колец, при котором линза еще не является громоздкой и может обеспечить плотное прилегание к практически любому участку человеческого организма),  $\lambda^*$  составляет порядка 1.5 мм.

Окончательный выбор длины волны должен соответствовать границе технической реализуемости ( $\lambda = \lambda^*$ ), поскольку любое увеличение длины волны влечет дополнительные неудобства, такие как: громоздкость линзы, ограничения на использование необходимого диапазона частот (что ухудшает чувствительность [2]), наконец, при  $\lambda > 4F/N$  становится невозможным использовать приближенную формулу для радиусов колец

$$r_N(\lambda \ll 4F/N) = \sqrt{Fn\lambda} \quad (4)$$

Тем не менее, построение линзы с использованием приближенной формулы (4) имеет ряд преимуществ. Во-первых, отсутствие необходимости амплитудной коррекции сигналов, принимаемых группой колец, осуществляющих фокусировку на расстоянии  $F$  от пьезопреобразователя (в силу равенства площадей колец). Во вторых, для осуществления фокусировки на кратных расстояниях  $2F$  или  $3F$  не требуется нарезать дополнитель-

ные кольца, но достаточно группировать парами или тройками уже имеющиеся

Пример такой линзы показан на рис. 2г. Набор из  $N = 8$  колец (при соответствующей группировке сигналов, принимаемых ими) может отвечать за три области фокусировки.

Соответствующие модули квадратов аппаратных функций на оси пластинки представлены на рис. 2а (для  $I = [+1 -1 +1 -1 \dots]$ ), рис. 2б (для  $I = [+1 +1 -1 -1 \dots]$ ) и рис. 2в (для  $I = [+1 +1 +1 -1 \dots]$ ). Поля  $|\Theta_\Sigma(r, \vartheta = 0, N)|^2$  нормированы на максимальную величину  $|\Theta_0(r, \vartheta, N)|^2$ , где  $\Theta_0(r, \vartheta, N)$  – аппаратная функция целой пластинки (достигается при  $I = [1 1 1 1 \dots]$ ).

Фокусирующие свойства вблизи геометрического фокуса  $3F = 36$  мм могут быть улучшены за счет введения специальной группы дополнительных колец. Тем не менее, фокусирующие свойства такой антенной системы все равно будут далеки от идеальных, поскольку малое количество зон Френеля для третьей области – не главный фактор, ухудшающий фокусировку; основным ограничивающим фактором будет условие технической реализуемости, не позволяющее выбрать длину волны достаточно малой для выполнения приближенного равенства (4).

Без использования коротковолнового приближения для определения радиусов колец, линза с  $\lambda = 1.5$  мм,  $N = 8$  и  $F = 12$  мм обеспечивает более приемлемую фокусировку. Нормированные поля  $|\Theta_\Sigma(r, \vartheta, N)|^2$  и  $|\Theta_\Sigma(r, \vartheta = 0, N)|^2$  такой АФЛ представлены на рис. 3.

Однако с помощью такой линзы трудно реализовать несколько фокусов. Для осуществления фокусировки на расстояниях  $2F$  и  $3F$ , требуется нарезать дополнительно  $2N$  колец (рис. 4),

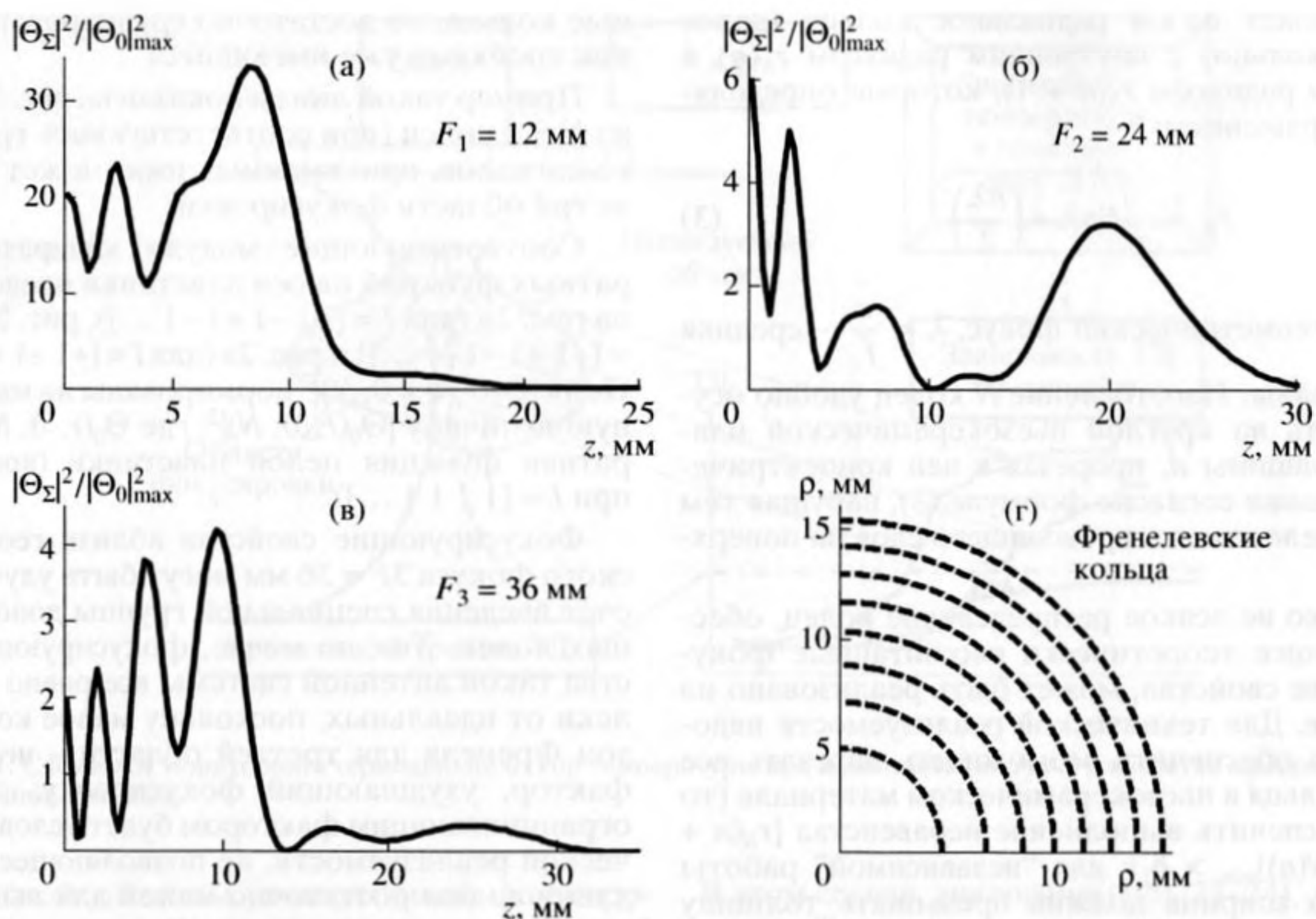
поскольку в общем случае  $\sqrt{F(2n)\lambda + \left(\frac{(2n)\lambda}{2}\right)^2} \neq$

$$\neq \sqrt{(2F)n\lambda + \left(\frac{n\lambda}{2}\right)^2} \quad \text{и} \quad \sqrt{F(3n)\lambda + \left(\frac{(3n)\lambda}{2}\right)^2} \neq$$

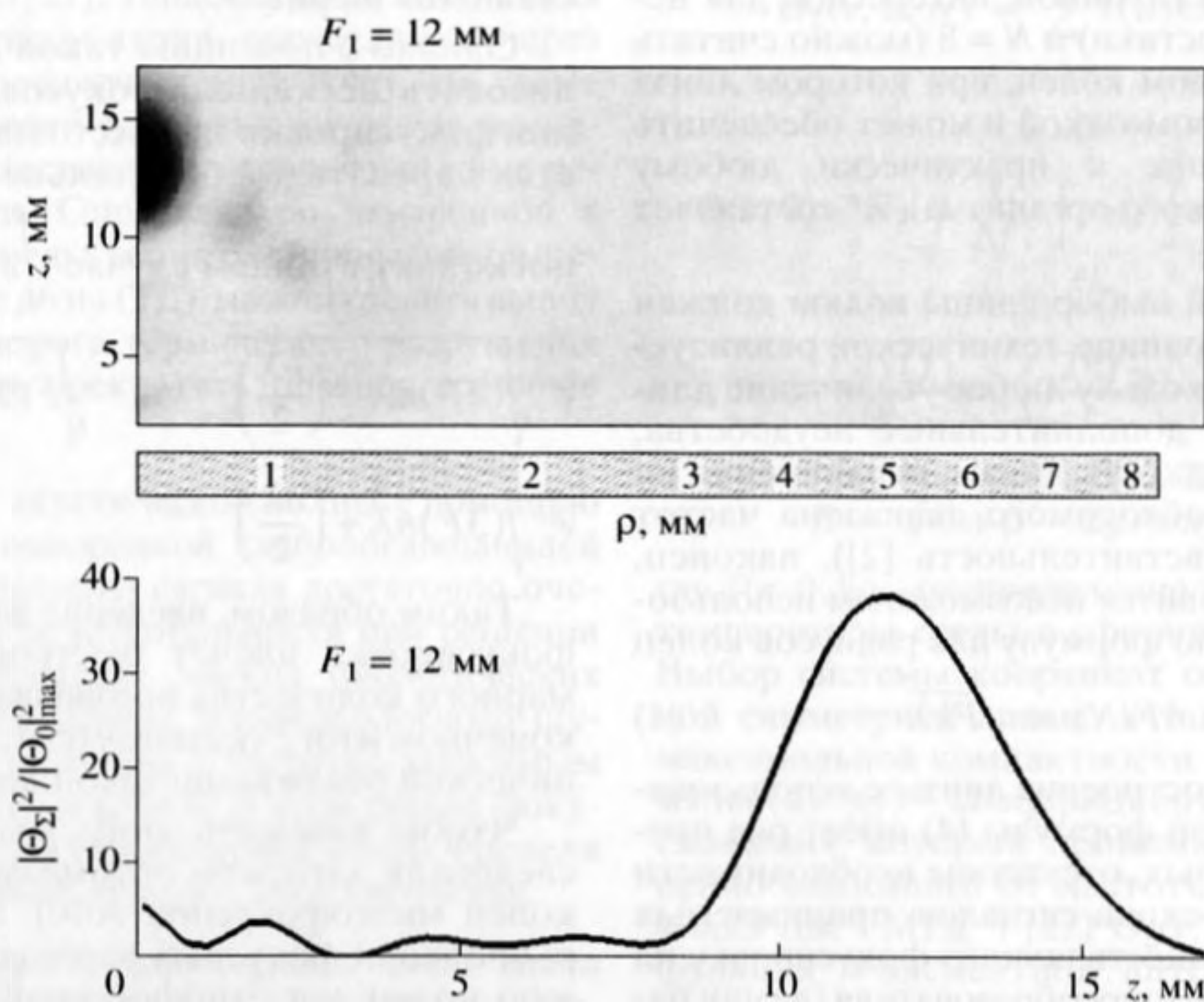
$$\neq \sqrt{(3F)n\lambda + \left(\frac{n\lambda}{2}\right)^2}.$$

Таким образом, введение дополнительных зон фокусировки влечет быстрое увеличение суммарного количества несовпадающих колец, что в конечном итоге сказывается на возможности технической реализации такой линзы.

Чтобы избежать этого, мы предложили и исследовали алгоритм оптимизации распределения колец многофокусной АФЛ, основанный на варьировании фокусных расстояний. К распределению колец для однофокусной АФЛ с фокусным расстоянием  $F_1$  добавляется распределение колец для  $F_2$ .  $F_2$  подбирается вблизи  $2F_1$  и удовлетворяет следующим условиям:



**Рис. 2.** Пример АФЛ, составленной из восьми базовых колец равных площадей (радиусы колец рассчитаны по приближенной формуле). Все поля нормированы на максимальную величину поля  $|\Theta_0(r, \vartheta, N)|^2$ , создаваемого пластинкой без фазовой коррекции.



**Рис. 3:** Нормированный квадрат модуля аппаратной функции однофокусной АФЛ, составленной из восьми колец неравных площадей, осуществляющей фокусировку вблизи  $F = 12$  мм. Пространственная структура поля (верхний график) и поле на оси пластинки (нижний график).

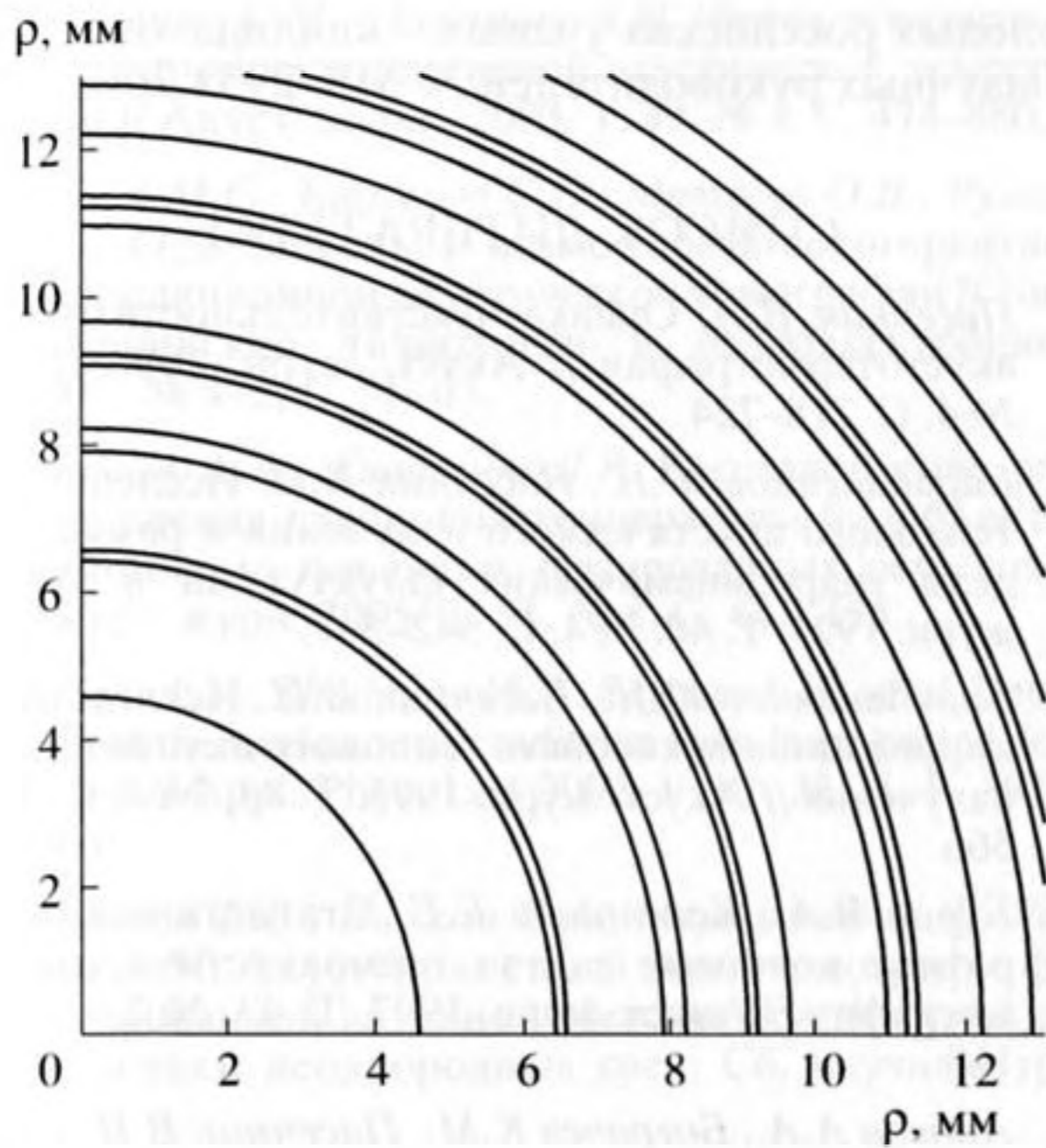


Рис. 4. Иллюстрация технической нереализуемости трехфокусной АФЛ, составленной из колец неравных площадей.

$$\sqrt{F_1 i^* \lambda + \left(\frac{i^* \lambda}{2}\right)^2} - \sqrt{F_2 j^* \lambda + \left(\frac{j^* \lambda}{2}\right)^2} < \delta_2,$$

$$\sqrt{F_1 i \lambda + \left(\frac{i \lambda}{2}\right)^2} - \sqrt{F_2 j \lambda + \left(\frac{j \lambda}{2}\right)^2} > \max(d, \delta_1),$$

где  $i^*, j^* = \overline{1, N}; i, j = \overline{1, N}$  и  $i \neq i^*, j \neq j^*$ . Затем аналогичная процедура проводится для  $F_3$  ( $F_3$  подбирается вблизи  $3F_1$ ). Результаты такой оптимизации для  $F_1 = 12$  мм,  $\lambda = 1.5$  мм и  $\delta_2 = 0.25$  мм представлены на рис. 5г.

Линза имеет 11 колец (рис. 5г), при этом все они либо максимально приближены друг к другу (настолько, чтобы их можно было заменить одним кольцом), либо максимально удалены друг от друга (настолько, чтобы удовлетворить условию технической реализуемости). Чтобы снизить влияние поглощения, при замене группы колец на одно предпочтение отдавалось кольцам, отвечающим более дальним областям фокусировки. Тем не менее, поглощение проявляет себя и сигналы от  $F_2 \approx 18.1$  мм (рис. 5б) мм и  $F_3 \approx 25.5$  мм (рис. 5в) приходят заметно ослабленными. Для искус-

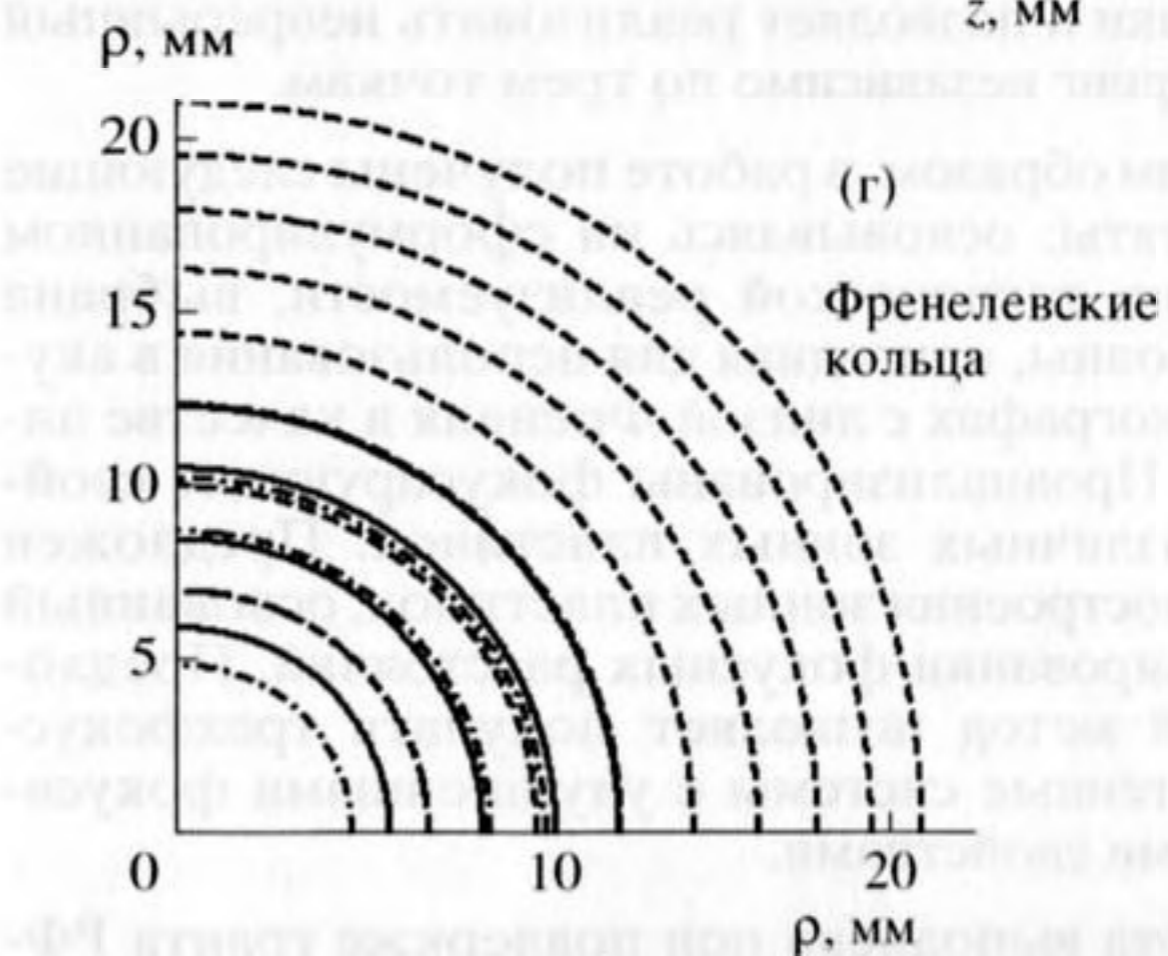
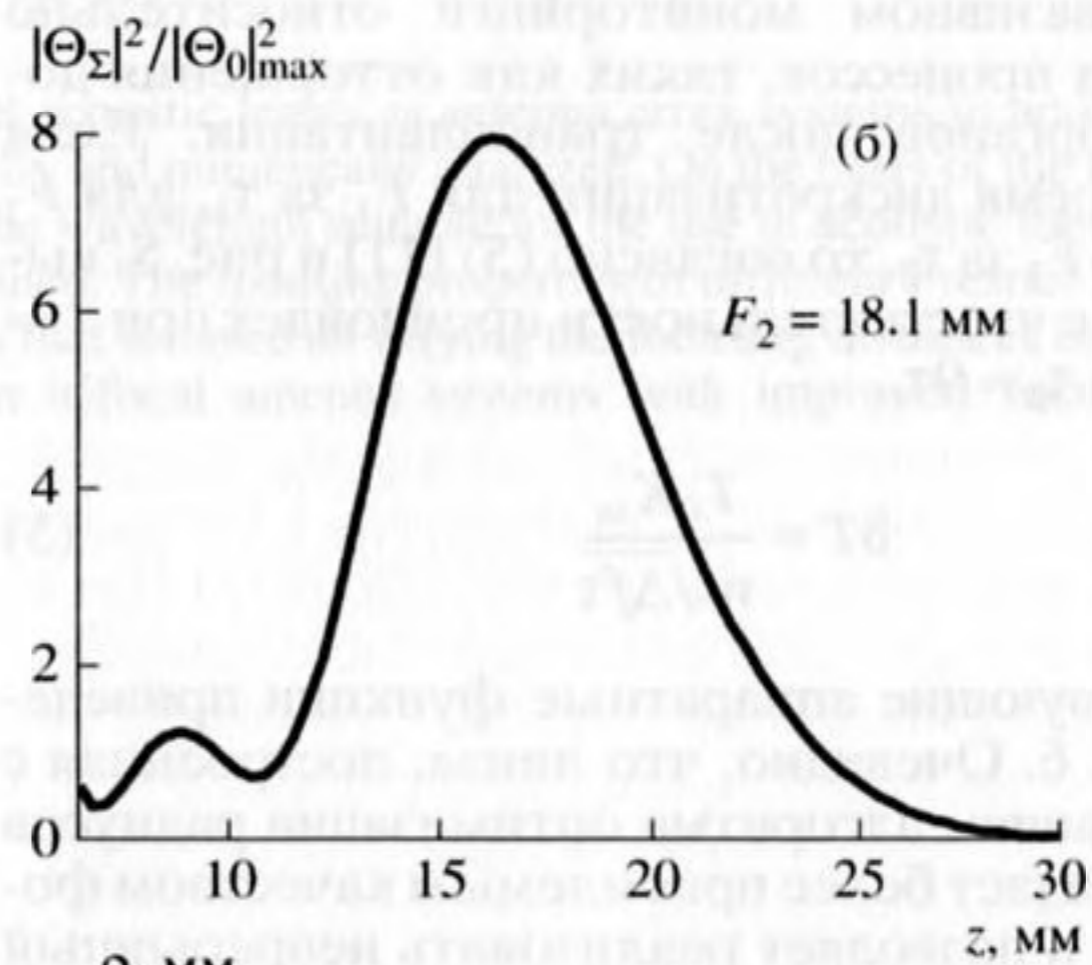
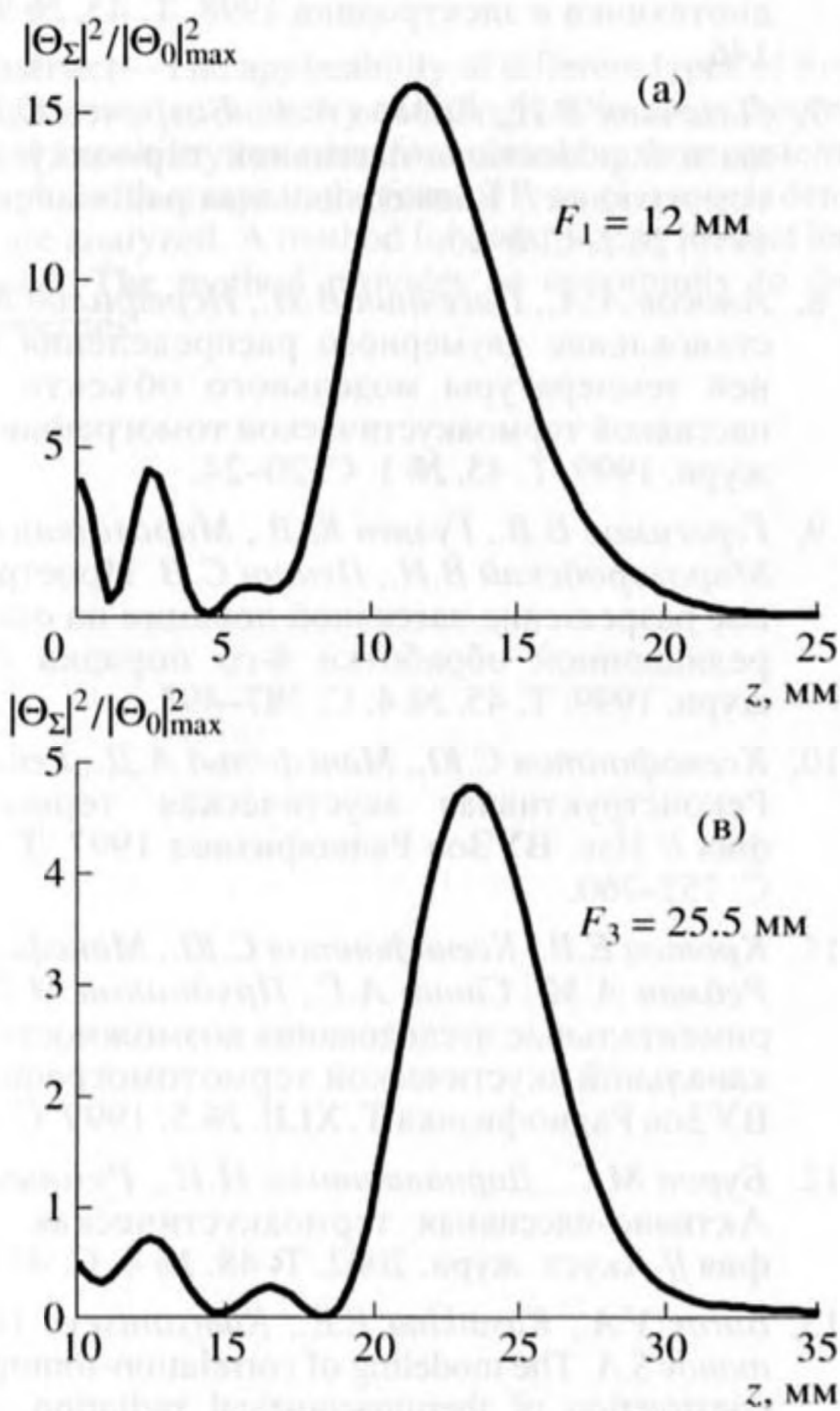


Рис. 5. Пример многофокусной АФЛ с "оптимизированным" распределением колец по поверхности пластины.

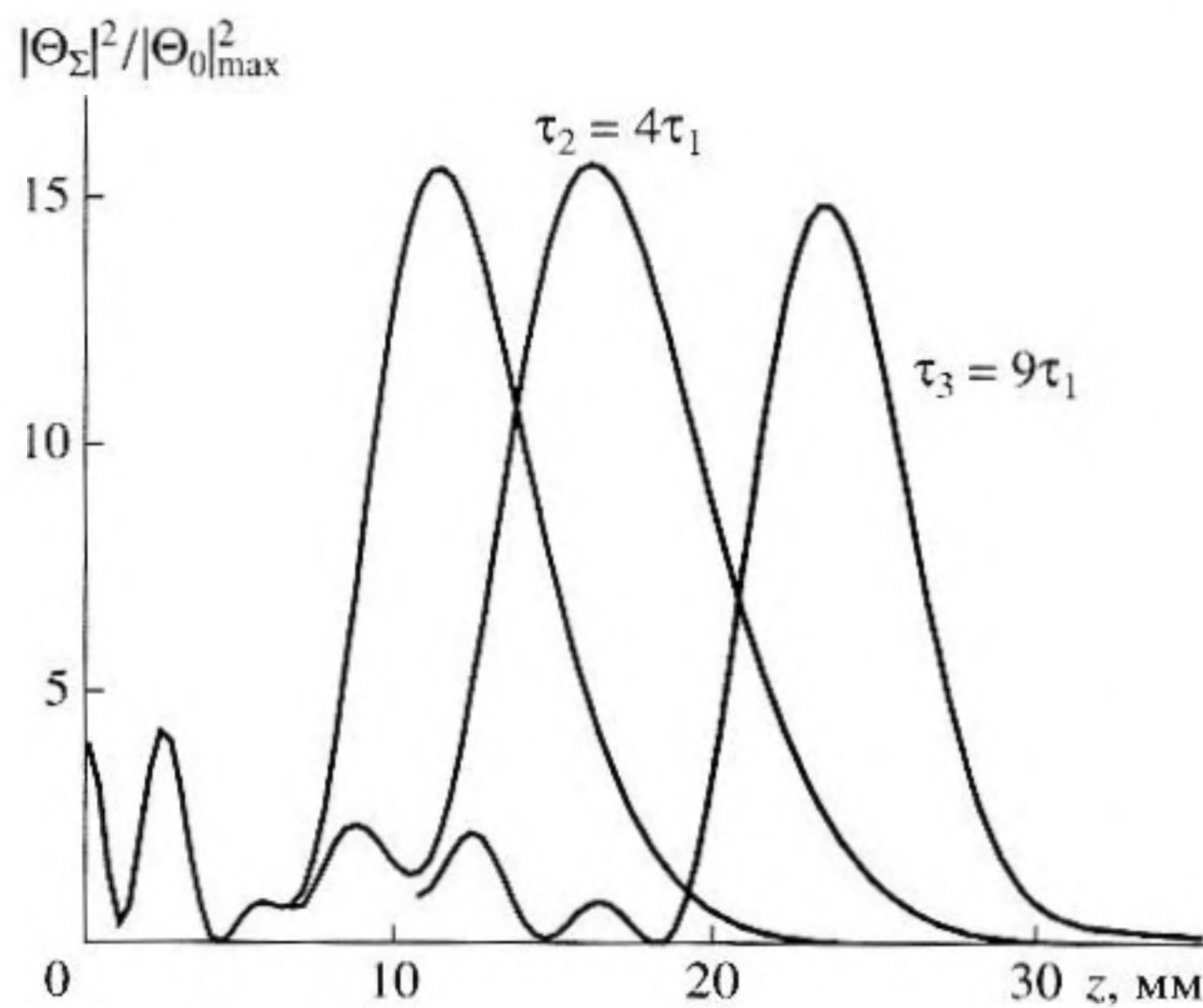


Рис. 6. Трехфокусная АФЛ с "оптимизированным" распределением колец и амплитудной коррекцией за счет использования большего времени накопления для  $F_2$  и  $F_3$ .

ственного повышения чувствительности на дальних расстояниях, можно увеличить времена накопления для  $F_2$  и  $F_3$ . Такой подход целесообразен при неинвазивном мониторинге относительно медленных процессов, таких как отторжения донорских органов после трансплантации. Если принять время дискретизации для  $F_1$  за  $\tau_1$ , для  $F_2$  за  $\tau_2$ , а для  $F_3$  за  $\tau_3$ , то согласно (5) [11] и рис. 5, выравнивание чувствительности произойдет при  $\tau_2 \approx 4\tau_1$  и для  $\tau_3 \approx 9\tau_1$ .

$$\delta T \approx \frac{T_0 K_{ш}}{\eta \sqrt{\Delta f \tau}} \quad (5)$$

Соответствующие аппаратные функции приведены на рис. 6. Очевидно, что линза, построенная с использованием алгоритма оптимизации радиусов колец, обладает более приемлемым качеством фокусировки и позволяет реализовать непрерывный мониторинг независимо по трем точкам.

Таким образом, в работе получены следующие результаты: основываясь на сформулированном критерии технической реализуемости, выбрана длина волны, пригодная для использования в акустотермографах с линзой Френеля в качестве антенны. Проанализированы фокусирующие свойства различных зонных пластинок. Предложен метод построения зонных пластинок, основанный на варьировании фокусных расстояний. Предложенный метод позволяет получать трехфокусные антенные системы с улучшенными фокусирующими свойствами.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 05-02-16919, гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки

молодых российских ученых – кандидатов наук и их научных руководителей № МК 2951.2005.02.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Пасечник В.И. Оценка чувствительности метода акустотермографии // Акуст. журн. 1990. Т. 36. № 4. С. 718–724
2. Барабаненков Ю.Н., Пасечник В.И. Исследование теплового акустического излучения в рамках модели гидродинамических флуктуаций // Акуст. журн. 1994. Т. 40. № 4. С. 542–547.
3. Барабаненков Ю.Н., Пасечник В.И. Исследование корреляционных свойств теплового акустического излучения // Акуст. журн. 1995. Т. 41. № 4. С. 563–566.
4. Буров В.А., Касаткина Е.Е. Статистические обратные волновые задачи термоакустической томографии // Акуст. журн. 1997. Т. 43. № 2. С. 162–169.
5. Аносов А.А., Бограчев К.М., Пасечник В.И. Измерение теплового акустического излучения из кисти руки человека // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 3. С. 299–306.
6. Гуляев Ю.В., Бограчев К.М., Боровиков И.П., Обухов Ю.В., Пасечник В.И. Пассивная термоакустическая томография – методы и подходы // Радиотехника и электроника 1998. Т. 43. № 9. С. 140–146.
7. Пасечник В.И., Аносов А.А., Бограчев К.М. Основы и перспективы пассивной термоакустической томографии // Биомедицинская радиоэлектроника 1999. № 2. С. 3–26.
8. 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.
9. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский А.В., Миргородский В.И., Пешин С.В. Пространственное разрешение пассивной локализации на основе корреляционной обработки 4-го порядка // Акуст. журн. 1999. Т. 45. № 4. С. 487–493.
10. Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. Реконструктивная акустическая термотомография // Изв. ВУЗов Радиофизика 1997. Т. 40. № 6. С. 752–760.
11. Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Санин А.Г., Прудников М.Б. Экспериментальные исследования возможностей многоканальной акустической термотомографии // Изв. ВУЗов Радиофизика Т. XLII. № 5. 1999. С. 479–484.
12. Буров М.С., Дариалашвили П.И., Румянцева О.Д. Активно-пассивная термоакустическая томография // Акуст. журн. 2002. Т. 48. № 4. С. 474–484.
13. Burov V.A., Kasatkina E.E., Rumyantseva O.D., Filimonov S.A. The modeling of correlation-tomography reconstruction of thermoacoustical radiation sources // Acoust. Imaging. N.Y.: Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2002. V. 26. P. 265–280, P. 231–238.

14. Бограчев К.М., Пасечник В.И. Метод стандартного источника в пассивной акустической томографии // Акуст. журн., 2003. Т. 49. № 4. С. 474–480.
15. Буров М.С., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д. Методы и возможности некогерентной корреляционной акустической томографии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2005. № 4–5. С. 55–63.
16. Аносов А.А., Гаврилов Л.Р. Восстановление распределения глубинной температуры биообъектов с помощью линейных фазированных решеток // Акуст. журн. 2005. Т. 51. № 4. С. 447–455.
17. Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., et al. Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue // Appl. Phys. Lett 2002. V. 81, № 21. P. 3918–3920.
18. Кротов Е.В., Вилков В.А., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. Акустостояркий термотомаграф с фокусированной антенной/Методы акустической диагностики неоднородных сред: Сб. научных трудов. – Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2002. С. 235–239.
19. Вилков В.А., Кротов Е.В., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. Применение фокусируемых антенн для задач АЯ термометрии // Акуст. Журн. 2004. Т. 50. № 5. С. 592–600.
20. Каневский И.Н. Фокусирование звуковых и ультразвуковых волн, М., “Наука”, 1977.
21. Бейли М.Р., Хохлова В.А. и др. Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань (обзор) // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 4. С. 437–464.
22. Применение ультразвука в медицине. Физические основы // Под ред. К. Хилла. М. “Мир”, 1989.
23. Домаркас В.И., Кажис Р.-И.Ю. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи, Вильнюс. “Минтис”, 1975.
24. Санин А.Г., Чичагов П.К., Рейман А.М. Градуировка ультразвуковых преобразователей // Ультразвуковая диагностика. Горький: ИПФ РАН СССР. 1983. С. 21–36.

## Synthesis of A Fresnel Acoustic Lens for Acoustic Brightness Thermometry

E. V. Krotov, A. M. Reïman, and P. V. Subochev

*Institute of Applied Physics, ul. Ul'yanova 46, Nizhni Novgorod, 603950 Russia*  
*e-mail: krev@medusa.appl.sci-nnov.ru, rey@appl.sci-nnov.ru, subochev@mail.ru*

**Abstract**—The applicability of different types of Fresnel acoustic lenses as antenna array systems in acoustic brightness thermometry of biological tissues is theoretically and numerically analyzed. On the basis of the technical feasibility criterion formulated for these systems, the wavelength suitable for the use in acoustic tomographs with arrays in the form of Fresnel lenses is determined. The focusing properties of different Fresnel lenses are analyzed. A method for constructing Fresnel lenses that is based on varying the focusing distances is proposed. The method provides an opportunity to design trifocal antenna systems with improved focusing properties.