

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МНОГОЭЛЕМЕНТНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ФАЗИРОВАННЫХ РЕШЕТОК ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО УДАРНОВОЛНОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ТКАНИ МОЗГА

¹Росницкий П. Б., ¹Юлдашев П. В., ²Гаврилов Л. Р., ¹Хохлова В. А.

¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет, г. Москва, Россия, E-mail: pavrosni@yandex.ru

²АО «Акустический институт им. акад. Н.Н. Андреева», г. Москва, Россия

В последнее десятилетие наблюдается быстрое развитие новых медицинских приложений фокусированного ультразвука высокой интенсивности (HIFU). В частности, недавно был успешно внедрен в клиническую практику метод неинвазивной (т.е. без прямого хирургического вмешательства) ультразвуковой нейрохирургии, в котором мощный пучок фокусируется через кости черепа в заданные участки мозга, обеспечивая их локальный нагрев и последующее тепловое разрушение [1]. Для проведения таких операций используются мощные фазированные решетки, состоящие из большого количества элементов [1]. Применение решеток даёт возможность компенсации неоднородного набега фазы волны после прохождения костей черепа и электронного перемещения фокуса за счет варьирования амплитуд и фаз на ее элементах без механического перемещения самой решетки. В современной клинической практике транскраниальной хирургии используются решетки, созданные компанией InSightech Ltd [1]. Они содержат 512–1024 элемента, имеют форму полусферы с диаметром 30 см, внутри которой находится голова пациента, и уже в течение нескольких лет используются для воздействия на глубинные участки мозга. Так, недавно были проведены первые успешные операции по лечению эссенциального тремора и разрушению метастатических опухолей мозга при HIFU облучении через кости черепа [1].

В современных транскраниальных HIFU системах используются решетки полусферической геометрии и режимы облучения гармоническими волнами (рис. 1а). При всех несомненных достоинствах подобных систем они имеют серьезные недостатки, такие как большие размеры (30 см) и невозможность существенного электронного перемещения фокуса. Были также выявлены побочные эффекты, связанные с недостаточной локальностью воздействия за счёт эффектов теплопроводности, а также перегревом костей черепа. Для преодоления указанных ограничений перспективными являются нелинейные режимы облучения, когда в фокусе излучателя в профиле ультразвуковой волны формируются высокоамплитудные ударные фронты (рис. 1б). Такие режимы позволяют повысить быстроту и локальность теплового воздействия, а также осуществлять механическое разрушение тканей мозга. Недавно была предложена новая ультразвуковая технология, в которой используется облучение повторяющимися ударно-волновыми импульсами миллисекундной длительности с малым коэффициентом заполнения (<1%) [2]. Воздействие такими импульсами позволяет механически разрушать ткань в фокусе на фрагменты субклеточных размеров практически без тепловой денатурации и без побочных эффектов, связанных с перегревом костных тканей (гистотрипсия с кипением).

Целью данной работы является исследование возможностей создания альтернативных многоэлементных фазированных решеток, которые позволили бы реализовать нелинейные режимы облучения тканей головного мозга. При этом также реализуется возможность уменьшения геометрических размеров решеток и увеличения области динамической фокусировки при облучении HIFU через череп.

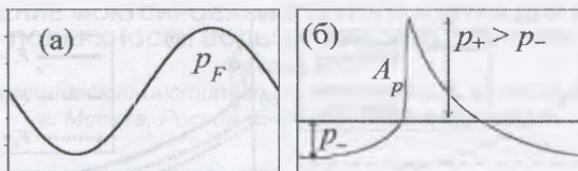


Рисунок 1 – Один период типичного для HIFU линейного профиля ультразвуковой волны в фокусе (а) и нелинейного искаженного профиля (б) с разрывом амплитуды A_p и пиковыми давлениями p_+ и p_- .

Расчет нелинейного поля многоэлементной решетки является в общем случае весьма трудоемкой задачей. Однако в наших предыдущих работах было показано, что для упрощения расчета нелинейного поля в фокусе возможна замена решетки на одноэлементный поршневой излучатель в виде сферической чаши с равномерным распределением колебательной скорости на ее поверхности. При этом фокусное расстояние и апертура сферического источника незначительно отличаются от соответствующих параметров решетки и выбираются таким образом, чтобы обеспечить наилучшее соответствие полей на оси решетки и эквивалентного излучателя [3]. Ввиду того, что решетка и сферический источник близки по форме, начальная амплитуда давления на элементах решетки p_0 и эквивалентном излучателе \bar{p}_0 связаны следующим образом: $\bar{p}_0 / p_0 = \Psi$. Здесь Ψ – плотность заполнения площади решетки элементами, $0 < \Psi \leq 1$. Расчет нелинейного поля в фокусе сферического источника проводится в рамках параболического уравнения Хохлова–Заболотской–Кузнецова (ХЗК), которое при специальной модификации граничного условия позволяет провести быстрое по сравнению с полной дифракционной моделью вычисление поля с сохранением точности расчетов [4].

Рассмотрим решетку с фокусным расстоянием $F = 20$ см, достаточным для воздействия на любую точку мозга человека, и характерным для ультразвуковой терапии мозга диапазоном частот $f = 0.65 - 1.2$ МГц. Для эффективного теплового воздействия и гистотрипсии целесообразно использовать нелинейный режим облучения с образованием развитого разрыва в фокусе, амплитуда которого относительно начального давления p_0 максимальна ($A_p / p_0 = \max$) (рис. 1б). При этом известно, что амплитуда развитого разрыва определяется углом фокусировки излучателя (параметром $F_{\#} = F/D$, где D – диаметр излучателя) [4]. Так, для обеспечения амплитуды ударного фронта $A_p = 80$ МПа, используемой в методе гистотрипсии с кипением, необходимо $F_{\#} = 1$ или угол фокусировки 60° . При моделировании распространения ультразвука через череп необходимо также учитывать некомпенсируемые частотно-зависимые потери на отражение и поглощение ультразвука, которые приняты равными $-5 - 7f$ дБ, где f – частота в МГц.

На рисунке 2а показана зависимость начальной интенсивности I_0 на элементах решетки, необходимой для получения в фокусе развитого разрыва при распространении ультразвука через череп, от частоты. Рассматривались два крайних случая: «разреженная решетка» с плотностью заполнения $\Psi = 0.65$ и «плотная решетка»: $\Psi = 0.8$. Горизонтальной чертой отмечена максимальная достижимая на практике начальная интенсивность 40 Вт/см². Видно, что в случае плотного заполнения решетки элементами техническая реализация такого режима возможна во всем частотном диапазоне, а в случае разреженной решетки – только при частотах выше 1 МГц. Кроме того, одной из дополнительных возможностей уменьшения начальной интенсивности может являться увеличение угла фокусировки (или уменьшение параметра $F_{\#}$). Действительно: при $F_{\#} = 0.9$ нелинейное воздействие в режиме развитых разрывов в фокусе разреженной решетки достижимо, начиная с 0.9 МГц, а при $F_{\#} = 0.85$ – уже с 0.82 МГц. При этом следует принимать во внимание увеличение амплитуды развитого разрыва в фокусе для более острой фокусировки.

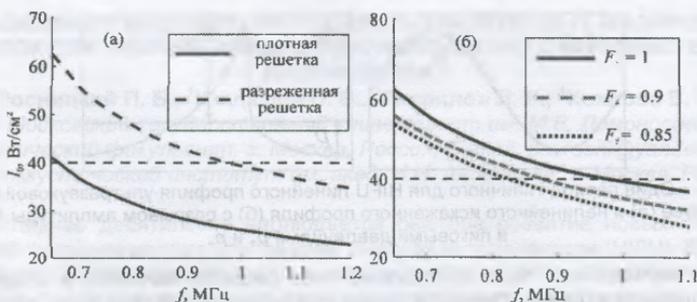


Рисунок 2 – (а) Зависимость начальной интенсивности I_0 на элементах решетки, необходимой для реализации в фокусе нелинейного режима с развитым разрывом, от частоты f решетки.

Рассмотрены случаи плотного ($\Psi = 0.8$, сплошная линия) и разреженного ($\Psi = 0.65$, пунктирная линия) заполнения решетки элементами; $F = D = 20$ см. (б) Зависимости начальной интенсивности I_0 от частоты решетки f при уменьшении параметра $F\# = F/D$

Таким образом, в работе показана техническая возможность создания многоэлементных фазированных решеток для реализации нелинейных режимов воздействия на ткани мозга через интактный череп. Разработанные решетки могут иметь геометрические размеры порядка 20 см, что на треть меньше размера существующих клинической систем. Кроме того, из-за уменьшения угла фокусировки с 180° до 60° появляется возможность значительного увеличения электронного смещения фокуса, необходимого для разрушения крупных образований [5]. Дополнительное уменьшение интенсивности на элементах решетки возможно за счет увеличения частоты, плотности заполнения решетки элементами, или увеличение радиуса решетки (с сохранением угла фокусировки).

Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ №15-02-00523 и 16-02-00653.

Список литературы:

1. Гаврилов Л. Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. М.: Фазис, 2013.
2. Khokhlova T. D., Canney M. S., Khokhlova V. A., Sapozhnikov O. A., Crum L. A., and Bailey M. R. Controlled tissue emulsification produced by high intensity focused ultrasound shock waves and millisecond boiling. Journal of the Acoustical Society of America. – 2011. – V. 130, no. 5, – P. 3498–3510.
3. Росницкий П. Б., Юлдашев П. В., Хохлова В. А. Влияние угловой апертуры медицинских ультразвуковых излучателей на параметры нелинейного ударно-волнового поля в фокусе // Акустический журнал. – 2015. – Т. 61, № 3. – С. 325–332.
4. Росницкий П. Б., Юлдашев П. В., Высоканов Б. А., Хохлова В. А. Граничное условие для расчета полей сильно фокусирующих излучателей на основе уравнения Хохлова–Заболотской // Акустический журнал. – 2016. – Т. 62, № 2. – С. 153–162.
5. Ильин С. А., Юлдашев П. В., Хохлова В. А. и др. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток // Акуст. журн. – 2015. – Т. 61, № 1. – С. 57–64.