

В теории выделяется еще один тип преобразования – торическое преобразование, или преобразование параллельного переноса на торе. Преобразование параллельного переноса на торе по одной оси легко представить так: сворачивается модель антимагического квадрата в трубочку, склеиваются его края, например, левый и правый. Затем разрезается трубочка по вертикали в другом месте (не там, где склеены края) и квадрат разворачивается. В результате получается новый антимагический квадрат. Если склеить нижний и верхний края квадрата и разрезать трубочку по горизонтали, то получится параллельный перенос по другой оси. Можно выполнить параллельный перенос одновременно по обеим осям.

Также торические преобразования можно представить на плоскости. Такая плоскость получится, если расположить на плоскости бесконечное количество копий одного и того же квадрата.

Плоскость можно продолжать бесконечно во всех направлениях: вверх, вниз, влево, вправо. В антимагической плоскости, фиксируя любой квадрат порядка n , получаем антимагический квадрат.

Заметим, что для построения антимагической плоскости достаточно иметь матрицу размерности $2n-1 \times 2n-1$, если брать размерность больше, то, антимагические квадраты будут повторяться. Организовав циклы, заполняем этот квадрат, копиями антимагического квадрата.

Одной из возможностей применения антимагических квадратов может быть построение фильтров для обработки промышленных изображений.

Выводы. Были рассмотрены алгоритм построения антимагических квадратов и возможности их применения. Даны необходимые определения теории антимагических квадратов.

Описаны основной алгоритм создания антимагических матриц и их преобразования (поворот, зеркальное отображение, торические преобразования).

1. Чебраков Ю. В. Магические квадраты. Теория чисел, алгебра, комбинаторный анализ. – СПб. – 1995.
2. Стенли Р. Перечислительная комбинаторика. – М.: Мир. – 1990. – 440 с.

УДК 666.655

ВЫСОКОЭФФЕКТИВНЫЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИЗЛУЧАТЕЛЬ

Дедович Н. Н., Лисименко И. Ф., Романов А. Ф.

*Институт прикладных физических проблем им. А. Н. Севченко БГУ
Минск, Республика Беларусь*

В последние два десятилетия ультразвуковые медицинские инструменты получили большое распространение при лечении различных заболеваний. Однако, несмотря на множество приложений ультразвука в медицине аппаратная часть не сильно изменилась за последних 50 лет. В настоящее время ультразвуковые медицинские системы в большинстве случаев используют громоздкие генераторы и радиочастотные усилительные системы, работающие при высоких напряжениях питания. Особенно это касается систем, позволяющих получить большую акустическую мощность (более 50 Вт) на выходе ультразвукового преобразователя (излучателя). В связи с этим, актуальной задачей является разработка высокоэффективного портативного ультразвукового излучателя, работающего от перезаряжаемого аккумулятора.

Общеизвестные доступные генераторы и выходные усилители обычно имеют выходной импеданс равный 50 Ом. Если ультразвуковой преобразователь имеет активный импеданс 10 Ом, то только 17% энергии от источника питания будет преобразовано в акустическую энер-

гию, а остальная энергия будет отражаться или теряться в виде тепла. С помощью специальных схем согласования выходного усилителя с входным импедансом ультразвукового преобразователя можно, в принципе, почти половину мощности источника питания преобразовать в выходную мощность ультразвукового сигнала при этом существенно изъять отражения от преобразователя. Однако, при этом существенно усложняется оборудование и увеличивается его размеры и вес. Поэтому разработка портативных ультразвуковых систем для медицинских приложений является актуальной задачей [1].

Эффективность ультразвуковых излучателей можно существенно увеличить путем снижения выходного импеданса усилителя (менее 0,3 Ом), что позволяет передать более 95% энергии от источника питания до преобразователя. Для этого используются сборки комплементарных MOSFET полевых транзисторов типа IRF7350 имеющих крайне низкое выходное сопротивление (n-канал 0,21 Ом, p-канал 0,48 Ом), работающих параллельно под управлением драйвера

EL71581SZ. Последний способен работать на большую емкостную нагрузку, преобразуя синхронизирующий сигнал напряжением 5 В в виде меандра в сигнал управления полевыми транзисторами напряжением 12В. Синхросигнал формируется кварцевым генератором с частотой равной резонансной частоте ультразвукового преобразователя.

Принципиальная схема мощного генератора для ультразвукового излучателя с низким выходным сопротивлением представлена на рисунке 1.

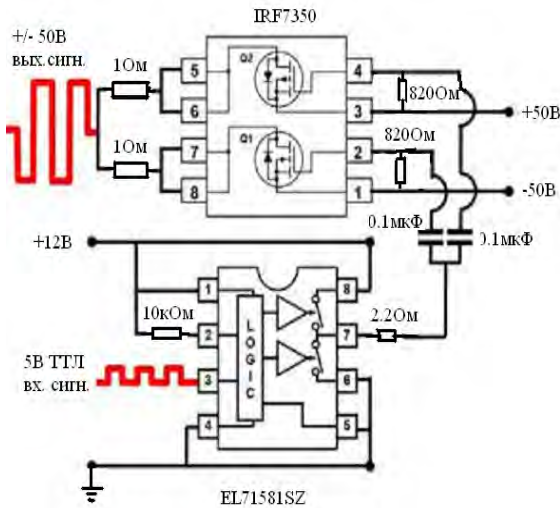


Рисунок 1 – Принципиальная схема генератора-усилителя с низким выходным сопротивлением для ультразвукового излучателя

Работа усилителя была смоделирована, используя модель Мэйсона [2], которая описывает электрические свойства усилителя и ультразвукового преобразователя в виде симметричных Т-образных четырехполосников. Рас-

четы с помощью такой модели позволяют разрабатывать ультразвуковые преобразователи с согласующими слоями на передней и задней плоскостях, настраивать электронные схемы и оценивать величину импеданса при работе на излучение и прием.

Мы использовали эту модель для оценки максимальной акустической мощности на выходе преобразователя и эффективности использования сверхнизкого импеданса выходного усилителя по сравнению с 50-омным и согласованными импедансами усилителей. В модели импеданс усилителя изменялся от 0,03 до 50 Ом для двух различных преобразователей с резонансными частотами 1 МГц и импедансами 10 Ом и 1,5 Ом. Напряжением питания 10 В. Нагрузкой для преобразователей в модели была выбрана водная среда. Постоянные параметры в переходных функциях модели были взяты из [3]. Результаты моделирования представлены в таблице 1.

Из результатов, представленных в таблице, следует, что ультранизкий импеданс усилителя для ультразвукового преобразователя позволяет получить максимально возможную акустическую мощность при высокой эффективности использования энергии низковольтного источника питания.

Такие усилители являются весьма перспективными при создании эффективных ультразвуковых систем для медицинских приложений, позволяющих максимизировать акустическую мощность на выходе преобразователя при использовании низковольтных источников питания.

Таблица 1

	Входной импеданс преобразователя, Ом	Выходной импеданс усилителя, Ом				
		0,03	1,0	5,0	25,0	50,0
Акустическая мощность на выходе преобразователя, Вт	10	5,3	4,5	2,6	0,6	0,3
	1,5	45	15	4,0	0,4	0,2

- Lewis G.J. Development of a portable ultrasound system for military, medical and research use / Lewis G.J., Olbricht W.L. // Proceedings of Meetings on Acoustics. – 2008. – Vol.5, 030001.
- Sherman C.H. Transducers and Arrays for

- Underwater Sound / Sherman C.H., Butler J.L - New York: Springer. – 2007. – 610 p.
- Редвуд М. Л., Лэмб Дж. Г. // ТИИР – 1986. – Т. 74. – №5.