

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Разработка пьезоэлектрического генератора ударно-волновых импульсов для комплекса «Литотриптер-Медолит». Отчет о НИР № ГР 01200800986. Договор № 13649 от 1.09.2007. – Таганрог: ТТИ ЮФУ, 2008. – 115 с.
2. *А.В. Леонова, В.В. Гривцов*. Моделирование процессов прохождения мощных ультразвуковых колебаний через слоистую структуру биологических сред // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №7. – С. 158–162
3. *А.К. Батрин, А.М. Гаврилов, Р.О.Ситников*. Установка для исследования нелинейного взаимодействия акустических волн // Известия ТРТУ. – 2006. – № 11. – С. 167–173.

Леонова Антонина Валерьевна

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: antonina_tsure@mail.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634)371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, аспирантка.

Leonova Antonina Valerievna

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”

E-mail: antonina_tsure@mail.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia, Phone: (8634)371795.

Department of Hydroacoustic and Medical Engineering, postgraduate student.

Чернов Николай Николаевич

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634)371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, профессор, д.т.н.

Chernov Nikolay Nikolaevich

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia, Phone: (8634)371795.

Department of Hydroacoustic and Medical Engineering, Professor, Doctor of Eng. Sc.

УДК 621.314.2

В.В. Петросьянц

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КЛЮЧЕВОГО
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ С ДОЗИРУЮЩИМ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНЫМ
РЕЗОНАНСНЫМ КОНТУРОМ В СИСТЕМЕ ПИТАНИЯ
УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАЛЬПЕЛЯ**

Предложена схема питания ультразвукового пьезоэлектрического скальпеля с ударным возбуждением. Приводится математическая модель преобразователя электро-энергии с дозирующим последовательным резонансным контуром и рассчитанные статические и динамические характеристики источника питания. Показана возможность эффективного управления средней и импульсной мощностью ультразвукового скальпеля и стабилизации механической силы в режимах динамических нагрузок на лезвие скальпеля.

Ультразвуковой скальпель; пьезокерамика; ударное возбуждение; дозирующий последовательный резонансный контур; математическая модель; импульсная стабилизация.

V.V. Petrosyants

MATHEMATICAL MODELLING OF KEY THE CONVERTER WITH THE DOSING SERIAL RESONANT CONTOUR IN THE POWER SUPPLY SYSTEM ULTRASONIC SCALPEL

The power supply circuit of a ultrasonic piezoelectric scalpel with shock excitation is offered. The mathematical model of the converter of the electric power with a dosing out consecutive resonant contour both designed static and dynamic characteristics of the power supply is resulted. The opportunity of efficient control by average and pulse the electric power of a ultrasonic scalpel and stabilization of mechanical force in modes of dynamic loadings on an edge of a scalpel is shown.

Ultrasonic scalpel; piezoelectric ceramics; shock excitation; dosing serial resonant contour; mathematical model; pulse stabilization.

Введение. Использование УЗ-скальпеля до минимума сокращает кровопотери, значительно уменьшает риск хирургического вмешательства и в большинстве случаев не требует переливания пациенту донорской крови.

Недостаток ультразвуковой хирургической аппаратуры, особенно существенный в наше время рыночной экономики – сложность электронной части прибора из-за высоких требований к стабильности частоты и амплитуды колебаний скальпеля, что приводит к необходимости введения цепей обратной связи и блоков автоподстройки частоты генератора. Это существенно удорожает прибор, делает электронный блок неоправданно громоздким и, вследствие этого, снижает надежность его работы.

В настоящее время интерес к УЗ-скальпелям значительно возрос [1, 2] – на рынке появились серийно выпускаемые ультразвуковые скальпели зарубежных и отечественных фирм, например прибор "Лора-Дон-2" (ОАО Фаза, Россия) и HARMONIC (фирма "Ethicon", США). Тем не менее работы по созданию новых образцов ультразвуковых хирургических скальпелей продолжают. Например, в работе [3] отмечается необходимость синтеза систем с мягкими, жесткими и нейтральными нагрузочными характеристиками, в зависимости от характера работ с биотканью.

В качестве источника питания ультразвукового пьезоэлектрического скальпеля, разработанного в ДВГТУ в рамках НИР "Дальний Восток России" [4], предлагается источник с ударным возбуждением.

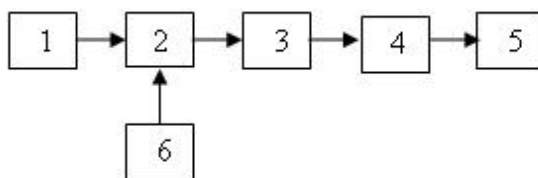


Рис. 1. Структурная схема источника питания

1 – источник синусоидального напряжения; 2 – преобразователь с дозирующим последовательным резонансным контуром; 3 – разрядный коммутатор; 4 – импульсный трансформатор; 5 – пьезокерамический преобразователь; 6 – система управления

Источник питания (рис. 1) за счет ударного возбуждения позволяет непосредственно в процессе проведения хирургической операции плавно регулировать как среднюю, так и импульсную мощность ультразвукового излучателя в широком диапазоне, что крайне важно для хирурга.

Основным узлом источника питания является преобразователь электроэнергии 2, эквивалентная схема которого приведена на рис.2.

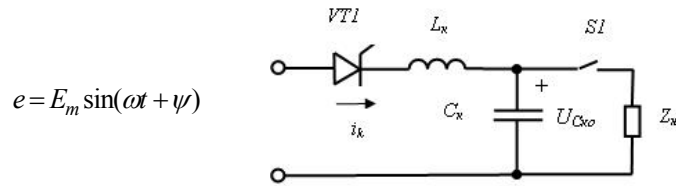


Рис. 2. Эквивалентная схема преобразователя электроэнергии с ДПРК

Для управления напряжением заряда $U_{Cкн}^*$ при воздействии на преобразователь с ДПРК синусоидального напряжения и не нулевых начальных условиях $U_{Cк0}^*$ необходимо определить влияние угла управления ψ на процессы в контуре преобразования.

Статический режим работы.

Выражения для тока i_k и напряжения $u_{Cк}$ в зарядном контуре преобразователя [5], после соответствующих преобразований и замены переменных, в относительных единицах примут вид:

$$i_k^*(v) = \frac{K \omega^*}{\left[(\omega^{*2} - K^2)^2 + \frac{K^2 \omega^{*2}}{Q^2} \right]} \left\{ \sin(\psi) \left[\frac{K \omega^*}{Q} \cos(\omega^* v) + (\omega^{*2} - K^2) \sin(\omega^* v) - \frac{K \omega^*}{Q} \times \right. \right. \\ \times e^{-\frac{K}{2Q}v} \cos(v) + \left. \left. \left(\frac{K^4}{\omega^*} + \frac{K^2 \omega^*}{4Q^2} - \omega^* \right) e^{-\frac{K}{2Q}v} \sin(v) \right] + \cos(\psi) \left[(K^2 - \omega^{*2}) \cos(\omega^* v) + \frac{K}{Q} \omega^* \times \right. \right. \\ \left. \left. \times \sin(\omega^* v) + (\omega^{*2} - K^2) e^{-\frac{K}{2Q}v} \cos(v) - \frac{K}{2Q} (\omega^{*2} + K^2) e^{-\frac{K}{2Q}v} \sin(v) \right] \right\} - U_{Cк0}^* K e^{-\frac{K}{2Q}v} \sin(v); \quad (1)$$

$$u_{Cк}^*(v) = \frac{K^2}{\left[(\omega^{*2} - K^2)^2 + \frac{K^2 \omega^{*2}}{Q^2} \right]} \left\{ \sin(\psi) \left[\frac{K \omega^*}{Q} \sin(\omega^* v) - (\omega^{*2} - K^2) [\cos(\omega^* v) - \cos(v) \times \right. \right. \\ \left. \left. \times e^{-\frac{K}{2Q}v} \right] - \frac{K}{2Q} (\omega^{*2} + K^2) e^{-\frac{K}{2Q}v} \sin(v) \right] + \cos(\psi) \left[(K^2 - \omega^{*2}) \sin(\omega^* v) - \frac{K}{Q} \omega^* \cos(\omega^* v) + \right. \right. \\ \left. \left. + \frac{K}{Q} \omega^* e^{-\frac{K}{2Q}v} \cos(v) - \omega^* \left(1 - \frac{K^2}{4Q^2} - \omega^{*2} \right) e^{-\frac{K}{2Q}v} \sin(v) \right] \right\} + U_{Cк0}^* e^{-\frac{K}{2Q}v} \left(\cos(v) + \frac{K}{2Q} \sin(v) \right), \quad (2)$$

где $v = \omega_o^* t$; $\omega^* = \omega / \omega_o^*$; $K^2 = 4Q^2 / (4Q^2 - 1)$; $Q = \rho / R$; $\rho = \sqrt{L_k / C_k}$;
 $\omega_o^* = \sqrt{\omega_o^2 - \delta^2}$; $\delta = R / 2L_k$; $\omega_o = 1 / \sqrt{L_k C_k}$; $u_{C_k}^*(v) = u_{C_k}(v) / E_m$;
 $U_{C_{ко}}^* = U_{C_{ко}} / E_m$; $i_k^*(v) = i_k(v) \rho / E_m$;

ω – частота напряжения источника питания 1; Ψ – угол управления (начальная фаза) коммутатором VT1, R – сопротивление потерь в зарядном контуре; t – текущее время.

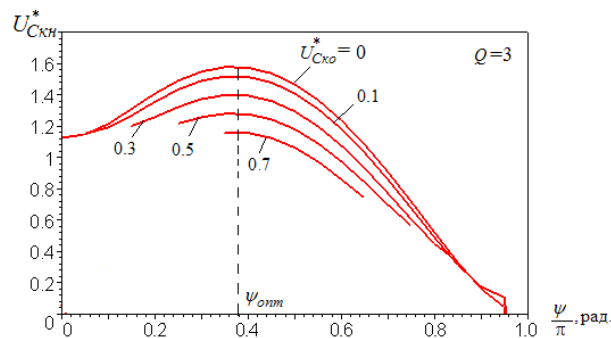


Рис.3. Статическая регулировочная характеристика ключевого преобразователя с ДПРК при питании от источника синусоидального напряжения

На рис. 3 приведена статическая регулировочная характеристика для нескольких значений остаточного напряжения $U_{C_{ко}}^*$ для заданного значения добротности Q. Расчет $U_{C_{кн}}^*$ производился следующим образом: вначале правая часть выражения (1) приравнивалась нулю и полученное трансцендентное уравнение решалось относительно длительности протекания тока $v = \lambda$; затем полученное значение λ подставлялось в формулу (2).

Из регулировочной характеристики видно, что максимальное напряжение заряда $U_{C_{кн}}^*$ достигается при оптимальном угле управления Ψ_{opt} независимо от уровня рекуперации энергии $U_{C_{ко}}^*$. Таким образом, при оптимальном угле управления преобразователь работает в режиме параметрической стабилизации длительности зарядного тока и обеспечивает максимальное напряжение заряда $U_{C_{кн}}^*$ при заданном уровне рекуперации энергии $U_{C_{ко}}^*$.

При заданном уровне амплитуды напряжения на пьезокерамическом излучателе среднюю мощность можно регулировать за счет изменения частоты следования разрядных импульсов.

Динамический режим работы.

В динамическом режиме работы количество рекуперированной энергии от цикла к циклу изменяется произвольным образом. Такой режим работы характерен для работы с переменной механической нагрузкой на лезвие УЗ-скальпеля. Поэтому в динамическом режиме работы возникает необходимость введения импульсной стабилизации по углу управления Ψ .

Для этого необходимо знать связь между остаточным напряжением $U_{Ско}^*$ и углом регулирования ψ , при которой обеспечивается номинальное напряжение $U_{Ски}^*$ на конденсаторе Ск. Такая зависимость находится следующим образом. Решая уравнение (1) относительно ψ , учитывая, что $i_k^*(\nu = \lambda) = 0$, определяется момент окончания зарядного тока λ . Угол управления ψ определяется из выражения (2), где $\nu = \lambda$, $U_{Ски}^* \equiv \text{const}$. Результаты расчета приведены на рис. 4.

Имеется два диапазона углов управления ψ , при которых при заданном значении $U_{Ско}^*$ достигается одно и то же значение $U_{Ски}^*$. Это позволяет за один полупериод питающего напряжения дважды достигать одного и того значения напряжения заряда $U_{Ски}^*$ и, следовательно, повысить частоту следования разрядных импульсов в два раза.

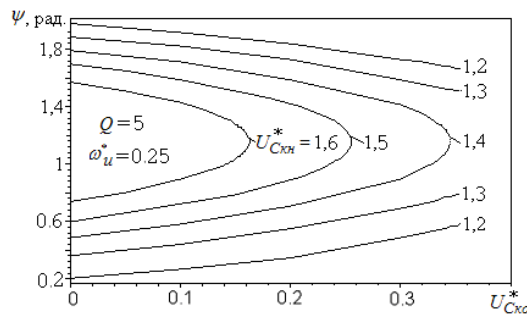


Рис.4. Динамическая характеристика ключевого преобразователя с ДПРК при питании от источника синусоидального напряжения

Адекватность моделей. Достоверность полученных математических моделей преобразователей ключевого типа с ДПРК и емкостным накопителем энергии проверялась с помощью известного пакета прикладных программ электронного моделирования Micro-Cap 7.0.

Заключение. Анализ электромагнитных процессов в преобразователе электроэнергии с ДПРК показал принципиальную возможность как регулирования, так и стабилизации импульсной мощности УЗ-скальпеля в широком диапазоне изменения сопротивления нагрузки (отбора механической мощности) при ударном возбуждении пьезокерамического излучателя.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Аксенов И.В., Чистяков М.В. Ультразвуковой скальпель в профилактике осложнений при эндоскопической холицистэктомии. // Эндоскопическая хирургия. – 2006. – Т.12. – №2. – С. 4.
2. Бродер И.А., Патрашков Д.Ю., Попов И.Б., Раемгулов Р.А. Случай применения ультразвукового скальпеля ГАРМОНИК при выполнении тимэктомии у пациентов с электрокардиостимулятором. // Эндоскопическая хирургия. – 2007. – Т.13. – №5. – С.70–71.
3. Квашин С.Е., Лобачев А.А. Низкочастотная ультразвуковая аппаратура для хирургии (обзор). // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2006. – № 10. – С. 42–51.
4. Каневский И.Н., Петросьянц В.В. Ультразвуковой хирургический скальпель. // Сб. научн. трудов Межвузовской программы НТ и СЭ проблемы развития ДВ региона./ – Хабаровск: Изд-во ХГТУ, 1994. – С. 81–85.

5. *Петросьянц В.В.* Теория и методики расчета полупроводниковых преобразователей с дозирующим последовательным резонансным контуром: монография/В.В. Петросьянц. – Владивосток: Изд-во ДВГТУ, 2008. – 190 с.

Петросьянц Виктор Владимирович

Институт радиоэлектроники, информатики и электротехники Дальневосточного государственного технического университета.

E-mail: petrosyantsvv@mail.ru.

690950, г. Владивосток, Аксаковский переулок, 3а, тел.: (4232)450982.

Директор, профессор, д.т.н.

Petrosyants Victor Vladimirovich

Far Eastern National Technical University, Institute of Radio electronics, Information Science and Electrical Engineering.

E-mail: petrosyantsvv@mail.ru.

3a, Axakovsky pereulok, Vladivostok, 690950, Russia, Phone: (4232)450982.

Director, professor, Doctor Eng. Sc.

УДК 534

В.Н. Романова, В.К. Яценко, А.М. Орлова

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОМАССОБМЕНА
В СФОКУСИРОВАННОМ УЛЬТРАЗВУКОВОМ ПОЛЕ
ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО УРОВНЯ**

Исследуются тепловые поля, возникающие при поглощении ультразвука в жидкости. Разрешающая способность по температуре не хуже 0,01 C°. Размер пикселя не более 1×1 мм. Показано, что существенный вклад в теплообмен вносят потоки эйккартовского типа. Изменение условий их возникновения меняет распределение температур.

Тепловое поле; ультразвуковой излучатель; эйккартовские потоки; терапия.

V.N. Romanova, V.K. Yatsenko, A.M. Orlova

**EXPERIMENTAL STUDY OF THE TERMOEXCHANGE IN A FOCUSED
FIELD AT THERAPEUTIC LEVEL OF ULTRASOUND**

A thermal fields appeared at ultrasound absorption in a fluids are studied. The temperature of the experiment resolution was not worse than 0.01 C°. Pixel size was 1x1 mm. It was show that the Eckart types flows contributes to the thermo exchange. Any changes in the conditions of its appearance alters the temperature distribution.

Thermal field; ultrasonic transducer; Eckart types flow; therapy.

Тепловые источники в акустическом поле излучателя ультразвука своим существованием обязаны диссипативным потерям при распространении волны за счет существования в среде объемной вязкости. В сходящейся сферической волне в жидкости максимальная интенсивность наблюдается в фокусе, который представляет собой вытянутый вдоль оси симметрии эллипсоид, большая ось которого определяется углом раскрытия излучателя.

По своим акустическим свойствам мягкие биологические ткани сопоставляются с вязкими жидкостями. На самом деле мышцы и другие ткани человеческого организма обладают механическими свойствами, промежуточными между