

Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны

Аннотация

Рассмотрена модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны, основанная на решении одномерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры с граничными условиями 2-го и 3-го рода. В результате численного эксперимента получены зависимости изменения температуры «прибор – объект воздействия» в пространственных и временных координатах для различных значений холодопроизводительности (теплопроизводительности) ТЭБ, а также условий контакта с биологическим объектом. Установлено, что температурный режим проведения процедуры непосредственно зависит от мощности ТЭБ. Потери в воздействующем наконечнике за счет его конечной теплопроводности составляют порядка 1,5 К, потери за счет неплотности контакта устройства с объектом воздействия – примерно 2 К. Результаты сопоставления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность модели прибора, которая составляет не более 7 %.

Введение

В человеческом организме имеется ряд областей, насыщенных биологически активными точками. Помимо сегментарных, на теле человека имеются рефлексогенные зоны, соответствующие проекции различных органов и частей тела на кору мозга и топографически локализованные в определенных зонах. К таким зонам относятся: ладонная поверхность кисти, подошва стопы, зона области носа, ушная раковина и т. д. В проведенных исследованиях [1] показано, что в биологически активной точке и прилегающей к ней области имеются подкожные нервы, вены, артерии. Часто под такой зоной находятся лимфатические сосуды, скопления клеток, играющих важную роль в обменных процессах организма. Воздействие на эти области раздражает многочисленное количество рецепторов, что вызывает многообразные ответные биологические реакции [2]. Эти точки также взаимосвязаны с внутренними органами посредством их общей проекции на уровне высших нервных (вегетативных) центров, и их стимуляция приводит к определенным реакциям со стороны внутренних органов. Поэтому в медицинской практике достаточно распространено воздействие на данные области в лечебных целях.

Традиционно применяемые в рефлексологии методы воздействия на биологически активные точки и их современные модификации представлены следующими видами: акупунктура, микроиглотерапия, вакуум-терапия, акупрессура, чрескожная стимуляция нервов, вибрационный массаж, термопунктура (прогревание, прижигание, локальное охлаждение) [3]. Реализация их осуществляется путем использования игл, зондов, нагреваемых либо охлаждаемых жидким азотом; термодов, заполняемых водой или льдом; полынных сигар и т. п. Однако применение перечисленных методов и технических средств для их реализации на практике имеет ряд недостатков, таких как недостаточная эффективность и надежность процедур, их дискомфортность, невозможность точной дозировки при тепло-

вом воздействии, невозможность комбинированного (например, термо- и механического) воздействия. Данные недостатки в большей мере могут быть устранены использованием для данных целей термоэлектрических устройств, как это описано в [4].

Целью статьи является разработка модели термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны, а также исследование на ее основе происходящих в приборе теплофизических процессов.

Материалы и методы

Анализ возможного теплового воздействия на рефлексогенные зоны (в дальнейшем – объект воздействия) приводит к необходимости рассмотрения режимов работы технического средства, сочетающих как охлаждение, так и нагрев, а также чередование этих процессов в соответствии с типом лечебной процедуры. При этом тепловая схема для решения такой задачи будет иметь вид, показанный на рис. 1 [5].

На рис. 1 изображены: слой 1 толщиной L_1 , представляющий собой термоэлектрическую батарею (ТЭБ), приведенную в тепловой контакт с воздействующим наконечником; слой 2 толщиной $L_2 - L_1$, моделирующий наконечник, осуществляющий тепловое воздействие; слой 3 толщиной $L_3 - L_2$ – объект воздействия. В общем случае объект воздействия может представлять собой некоторую рефлексогенную зону, по которой возможно перемещение наконечника. Предполагается, что система «техническое средство – объект воздействия» изолирована по боковой поверхности; поглощаемая и выделяемая ТЭБ теплота равномерно распределена по всей поверхности соприкосновения с наконечником; мощность тепловыделений в объекте воздействия фиксирована, не зависит от температуры и равномерно распределена по объему; коэффициент теплопроводности наконечника имеет определенную величину, также не зависящую от температуры; передача теплоты во всех слоях системы осуществляется только теплопроводностью.

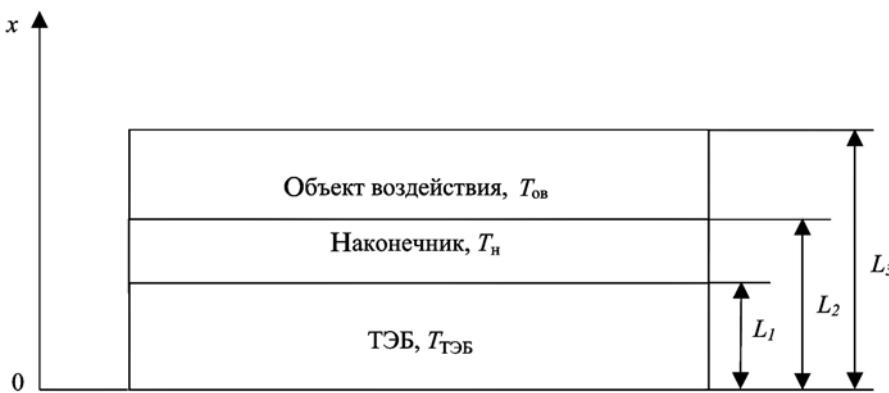


Рис. 1. Тепловая модель воздействия на биологически активную точку

Основываясь на тепловой модели и введенных ограничениях, составим математическую формулировку задачи.

Для одномерного случая модели нестационарная задача теплообмена при проведении процедур по тепловому воздействию на рефлексогенную зону имеет следующий вид:

$$\frac{\partial T_{\text{TЭБ}}}{\partial \tau} = a_{\text{TЭБ}} \frac{\partial^2 T_{\text{TЭБ}}}{\partial x^2} + \frac{I_{\text{TЭБ}}^2 r_{\text{TЭБ}}}{c_{\text{TЭБ}} \rho_{\text{TЭБ}}}; \quad (1)$$

$$\frac{\partial T_{\text{об}}}{\partial \tau} = a_{\text{об}} \frac{\partial^2 T_{\text{об}}}{\partial x^2} + \frac{q_{\text{об}}}{c_{\text{об}} \rho_{\text{об}}}; \quad (2)$$

$$\frac{\partial T_{\text{н}}}{\partial \tau} = a_{\text{н}} \frac{\partial^2 T_{\text{н}}}{\partial x^2}; \quad (3)$$

$$\beta_{\text{tc}} (T_{\text{TЭБ}}|_{x=0} - T_{\text{tc}}) = \lambda_{\text{TЭБ}} \frac{\partial T_{\text{TЭБ}}}{\partial x}|_{x=0}; \quad (4)$$

$$\lambda_{\text{TЭБ}} \frac{\partial T_{\text{TЭБ}}}{\partial \tau}|_{x=L_1} - q_{\text{TЭБ}} = \lambda_{\text{н}} \frac{\partial T_{\text{н}}}{\partial \tau}|_{x=L_1}; \quad (5)$$

$$\lambda_{\text{об}} \frac{\partial T_{\text{об}}}{\partial x}|_{x=L_2} - f_{\text{н}} v_{\text{н}} P_{\text{н}} = \lambda_{\text{н}} \frac{\partial T_{\text{н}}}{\partial x}|_{x=L_2}; \quad (6)$$

$$\lambda_{\text{об}} \frac{\partial T_{\text{об}}}{\partial x}|_{x=L_3} = 0, \quad (7)$$

где $T_{\text{TЭБ}}$, $T_{\text{н}}$, $T_{\text{об}}$ – температура ТЭБ, наконечника, объекта воздействия; τ – время; $a_{\text{TЭБ}}$, $a_{\text{н}}$, $a_{\text{об}}$ – коэффициент температуропроводности ТЭБ, наконечника, объекта воздействия; $I_{\text{TЭБ}}$ – сила электрического тока, протекающего через ТЭБ; $r_{\text{TЭБ}}$ – электрическое сопротивление ТЭБ; $q_{\text{об}}$ – количество теплоты, выделяемой в единицу времени в объекте воздействия; $c_{\text{TЭБ}}$, $c_{\text{об}}$ – теплопроводность ТЭБ, объекта воздействия; $\rho_{\text{TЭБ}}$, $\rho_{\text{об}}$ – эффективное значение плотности ТЭБ, объекта воздействия; $\lambda_{\text{TЭБ}}$, $\lambda_{\text{н}}$, $\lambda_{\text{об}}$ – эффективное значение коэффициента теплопроводности ТЭБ, наконечника, объекта воздействия; $q_{\text{TЭБ}}$ – холодопроизводительность (теплопроизводительность) ТЭБ; T_{tc} и β_{tc} – соответственно температура и коэффициент теплоотдачи системы теплосброса; $f_{\text{н}}$ – коэффициент трения при перемещении наконечника по рефлексогенной зоне; $v_{\text{н}}$ – скорость перемещения наконечника по рефлексогенной зоне; $P_{\text{н}}$ – давление наконечника на рефлексогенную зону.

При составлении уравнения (1), описывающего теплообмен в ТЭБ, последняя представлена в виде целостной конструкции, имеющей определенное значение эффективного коэффициента теплопроводности и электрического сопротивления, в которой имеет место выделение тепла Джоуля, определяе-

мого величиной протекающего электрического тока. При этом поглощение (выделение) теплоты Пельтье учитывается в условиях сопряжения слоев 1-2 введением слагаемого $q_{\text{TЭБ}}$. Подобное допущение существенно упрощает модель, делает ее более наглядной, при этом весьма незначительно снижая точность.

Результаты

Результаты расчетов системы уравнений (1)-(7) методом конечных разностей представлены на рис. 2-4. Вычисления производились при $T_{\text{tc}} = 293$ К, $\beta_{\text{mc}} = 30$ Вт/(м²·К), $\lambda_{\text{TЭБ}} = 1,5$ Вт/(м·К), $\lambda_{\text{н}} = 230$ Вт/(м·К) (материал наконечника – алюминий), $\lambda_{\text{об}} = 0,2$ Вт/(м·К), $c_{\text{TЭБ}} = 123$ Дж·Кг⁻¹·К⁻¹, $c_{\text{об}} = 3458$ Дж·Кг⁻¹·К⁻¹, $\rho_{\text{TЭБ}} = 7700$ кг·м⁻³, $\rho_{\text{об}} = 1041$ кг·м⁻³, $q_{\text{об}} = 30$ Вт, $r_{\text{TЭБ}} = 0,5$ Ом, $f_{\text{н}} = 0,5$, $v_{\text{н}} = 0,001$ м/с, $P_{\text{н}} = 1000$ Н/м², толщина ТЭБ – 4 мм, толщина наконечника – 20 мм, усредненная толщина объекта воздействия – 30 мм.

На рис. 2 представлено распределение температуры по толщине каждого слоя при охлаждении биологически активной точки по достижении системой «прибор – объект воздействия» стационарного режима (на рисунке кривая 1 соответствует $q_{\text{TЭБ}} = 20\ 000$ Вт/м²; кривая 2 – $q_{\text{TЭБ}} = 16\ 000$ Вт/м²; кривая 3 – $q_{\text{TЭБ}} = 12\ 000$ Вт/м²). Как следует из представленных данных, вдоль ТЭБ и наконечника зависимости имеют линейный характер. Это объясняется линейными теплофизическими характеристиками батареи в соответствии с принятыми допущениями и отсутствием тепловыделений в наконечнике прибора. Температура же по толщине биологического объекта плавно увеличивается от своего минимального значения на границе контакта с наконечником до величины, примерно равной 310 К, соответствующей температуре человеческого тела. При этом наблюдается уменьшение температуры всех слоев системы при увеличении величины $q_{\text{TЭБ}}$ до своего максимального значения, соответствующего оптимальному току питания ТЭБ. Количество тепла, поглощаемого в единицу времени на холодных спаях ТЭБ, значительно превышает величину джоулевого тепла, выделяющегося в объеме.

Приведенные зависимости интересны возможностью оценки величины тепловых потерь в наконечнике устройства. Так, для случаев, соответствующих представленным на графике, величина тепловых потерь на наконечнике толщиной 20 мм достигает примерно 1,5 К. Снизить это значение, очевидно, возможно, применив материал для изготовления наконечника с более высоким коэффициентом теплопроводности (например, медь), оптимизировав толщину его слоя.

Представляет интерес исследование динамических характеристик системы, влияющих на эффективность и комфортность проведения медицинских процедур.

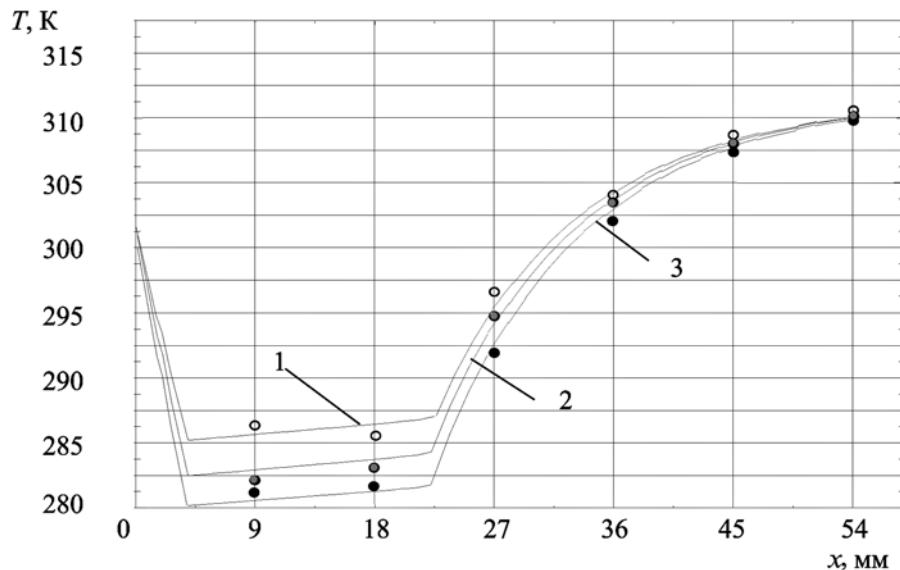


Рис. 2. Распределение температуры по толщине системы «прибор – объект воздействия»

На рис. 3 представлено изменение различных точек системы во времени при $q_{\text{ТЭБ}} = 20\,000 \text{ Вт}/\text{м}^2$. Согласно представленным данным, продолжительность выхода на стационарный режим всех точек системы не превышает 80 с, что объясняется незначительной тепловой инерционностью устройства, обусловленной его относительно малыми габаритными размерами, низкой теплоемкостью и высокой теплопроводностью применяемых материалов, высокими тепловыми потоками. Данное обстоятельство дает возможность сделать вывод об удобстве проведения оздоровительных процедур с использованием рассматриваемого прибора.

Так как проведение процедур с использованием термоэлектрического устройства может сопровождаться его перемещением по рефлексогенной зоне, важным является учет «неплотности» контакта наконечника и объекта воздействия. В рассматриваемой модели устройства учет этого обстоятельства произведен введением в граничное условие (6) дополнительного слагаемого $f_h v_h P_h$, величина которого определяет потери теплоты, возникающие при неплотном (скользящем) контакте

двух поверхностей. На рис. 4 представлена зависимость изменения температуры объекта воздействия от координаты x при $q_{\text{ТЭБ}} = 20\,000 \text{ Вт}/\text{м}^2$ и различных значениях произведения $f_h v_h P_h$ ($1 - f_h v_h P_h = 0,5$; $2 - f_h v_h P_h = 1$; $3 - f_h v_h P_h = 1,5$). Как следует из рисунка, с увеличением значения $f_h v_h P_h$ температура объекта воздействия повышается (при увеличении $f_h v_h P_h$ в три раза температура увеличивается примерно на 2 К). Таким образом, помимо потерь тепла в наконечнике, обусловленных его тепловым сопротивлением, имеет место потеря мощности из-за его неплотного контакта с биологическим объектом. Поэтому при осуществлении дозированного теплового воздействия на рефлексогенную зону необходимо учитывать данные потери при подборе ТЭБ.

Проведено сопоставление результатов моделирования и эксперимента. На рис. 2-4 помимо расчетных кривых представлены также экспериментальные точки. Результаты сопоставления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность математической модели прибора. Их максимальное расхождение не превышает 7 %.

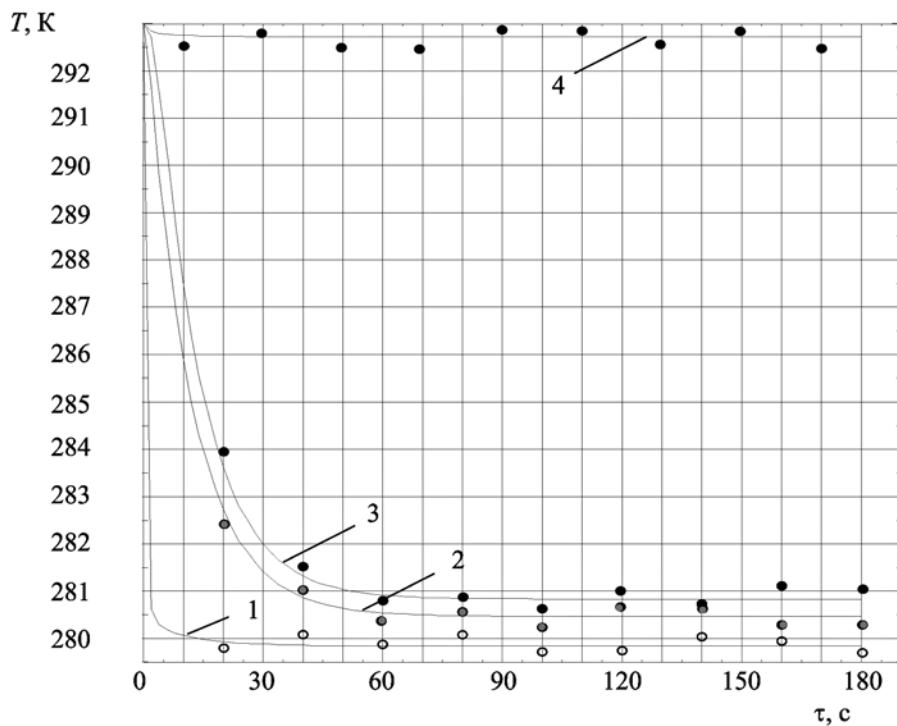


Рис. 3. Изменение температуры системы «ТЭБ – наконечник – объект воздействия во времени»

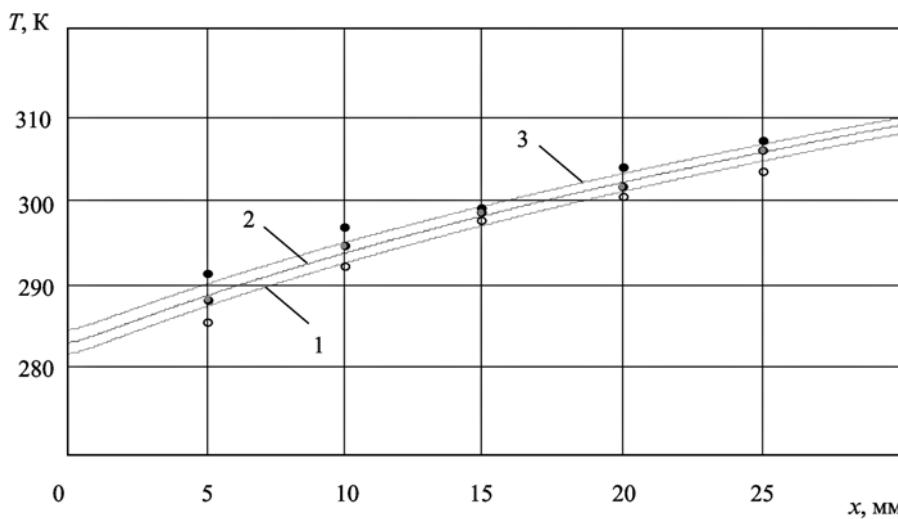


Рис. 4. Распределение температур по толщине объекта воздействия при различных значениях $f_h v_h P_h$

Заключение

Выявлено, что одним из эффективных методов лечения различных заболеваний является тепловое воздействие на рефлексогенные зоны человеческого организма. При этом в качестве технического средства для его осуществления эффективным является использование термоэлектрических устройств. Разработана модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны, основанная на решении одномерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры с граничными условиями 2-го и 3-го рода.

В результате численного эксперимента получены зависимости изменения температуры «прибор – объект воздействия» в пространственных и временных координатах для различных значений холодопроизводительности (теплопроизводительности) ТЭБ, а также условий контакта с биологическим объектом. Установлено, что температурный режим проведения процедуры непосредственно зависит от мощности ТЭБ; потери в действующем наконечнике за счет его конечной теплопроводности составляют порядка 1,5 К, потери за счет не плотности контакта устройства с объектом воздействия – примерно 2 К. Результаты сопоставления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность модели прибора, которая составляет не более 7 %.

Список литературы:

- Герцик Г.Я., Орлов Ю.Н., Герцик Ю.Г. и др. Методики и устройства для вспомогательного исследования акупунктурных точек и меридианов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 10. С. 17-25.

- Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. 2006. № 1. С. 15-18.
- Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
- Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Юсуфов Ш.А. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. 2003. № 2. С. 3-6.
- Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А. Модель термоэлектрической системы для криотермоаппликации // Вестник МАХ. 2003. № 3. С. 16-18.

Тагир Абдурашидович Исмаилов,
д-р техн. наук, профессор, президент,

Олег Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, доцент,

Наби Абдулаевич Набиев,
аспирант,

Сарат Гусеновна Магомедова,
аспирант,

кафедра теоретической и общей электротехники,
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
технический университет»,
г. Махачкала,

e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

Б.Б. Горбунов, В.А. Востриков, И.В. Нестеренко, Д.В. Тельшев

Сравнительное моделирование дефибрилляционных биполярных импульсов: квазисинусоидального и трапецидального с пологими фронтом и срезом

Аннотация

На модели силового блока дефибриллятора, генерирующего импульсы произвольной формы при сопротивлениях нагрузки 25...250 Ом, были получены характеристики биполярных импульсов: квазисинусоидального (импульс Гурвича-Венина) и трапецидального с пологими фронтом и срезом. При высоких сопротивлениях нагрузки (100...250 Ом) реализация указанного выше трапецидального импульса, по сравнению с квазисинусоидальным, позволила получить большие значения среднего тока первой фазы и энергии импульса соответственно на 11...20 и 25...35 %.

Введение

Задачей разработки современной модели дефибриллятора для устранения опасных для жизни тахиаритмий является генерация высокоэффективного биполярного импульса. В первую очередь это относится к больным с высоким и очень высоким межэлектродным сопротивлением грудной клетки (СГК). Стоимость силового блока такого дефибриллятора не должна при этом значительно возрасти.

Следует отметить, что значения амплитудного и среднего токов при оптимальной длительности импульса и соотношении его первой и второй фаз являются наиболее важными факторами успешной дефибрилляции [1], [2], которые, в свою очередь, зависят от максимального напряжения в накопителе энергии силового блока. Хотя существующий стандарт регламентирует выходное напряжение дефибриллятора на уровне 5 кВ при сопротивлении нагрузки 175 Ом [3], в реальной жизни максимальное напряжение на накопителях энергии большинства выпускаемых дефибрилляторов не превышает 2,3 кВ (например, в дефибрилляторе «Philips HeartStart MRX» в качестве накопителя энергии используется конденсатор 105 мкФ, 2,1 кВ; в дефибрилляторах «Zoll AED Plus», «E-Series» и «M-Series» – конденсатор 115 мкФ, 2,3 кВ; в дефибрилляторе «Physio-Control

LIFEPAK 12» – конденсатор 196 мкФ, 2,3 кВ, который заряжается максимально до 2,1 кВ). Это связано с увеличением стоимости силового блока по мере повышения максимального напряжения в накопителе энергии.

В рассматриваемой работе исследована модель силового блока, генерирующего импульсы указанной выше формы, с максимальным суммарным напряжением в накопителе энергии 3 кВ и оптимальной длительностью биполярных импульсов ~ 9,5 мс. Указанный блок рассчитан на применение компонентов силовой электроники невысокой стоимости.

Впервые квазисинусоидальный биполярный импульс Гурвича-Венина был реализован в 1972 году в серийном дефибрилляторе ДИ-03 [4]. По данным клинических исследований, при устраниении первичной и вторичной фибрилляции желудочков суммарная эффективность дефибрилляции импульсом Гурвича-Венина при энергии разрядов ≤ 115 Дж может достигать 86...90 %, а при энергии ≤ 200 Дж – 97...100 % [диаметр используемых ручных электродов 11,5 см, расположение перед-небоковое, сопротивление грудной клетки (СГК) 22...125 Ом] [5]. При устраниении пароксизматической фибрилляции предсердий дозозависимая эффективность указанного импульса (диаметр ручных электродов 11,5/11,5 и 8,5/11,5 см; СГК 42...154 Ом) представлена в работах [6], [7].