

Если эти проводящие пути повреждены или заблокированы, или если существуют дополнительные (аномальные) проводящие пути, сердечный ритм может быть изменен (возможно, слишком медленный, слишком быстрый или нерегулярный), что может серьезно повлиять на сердце. Пациента транспортируют к рентгеновскому столу в лаборатории электрофизиологии и подключают к различным мониторам. В правую бедренную (бедренную) вену в паховой области вводят не менее двух катетеров. Катетеры имеют диаметр около 2 мм. Как правило, на концах катетеров располагаются от четырех до десяти электродов, которые способны посылать электрические сигналы для стимуляции сердца (так называемая кардиостимуляция) и получать электрические сигналы от сердца, но не одновременно (так же, как рация не может отправлять и получать сообщения одновременно).

Во-первых, электроды расположены так, чтобы получать сигналы изнутри сердечных камер. Это позволяет врачу измерить скорость прохождения электрических импульсов в настоящее время в сердце пациента. Эти измерения называются базовыми измерениями пациента. Затем электроды располагаются для стимуляции: команда электрофизиологов фактически пытается вызвать (иногда в сочетании с различными сердечными препаратами) аритмию, которую пациент испытывал ранее, чтобы команда могла наблюдать ее в контролируемой среде и сравнивать ее с клиническим состоянием пациента, или спонтанной аритмии, и решить, как ее лечить. Как только аритмия вызвана и команда определяет, что ее можно лечить с помощью катетерной абляции, выполняется картирование сердца, чтобы точно определить происхождение и путь аномального пути. Когда это выполнено, катетер абляционного электрода располагается прямо напротив патологического пути, и через электрод подается высокая радиочастотная энергия для разрушения (сжигания) ткани в этой области [3].

#### Литература

1. Cardiac Electrophysiology – Earth's Lab [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.earthslab.com/physiology/cardiac-electrophysiology/#content-coordination-of-cardiac-electrical-activity>. – Дата доступа: 05.03.2022.
2. Electrophysiology Study Of The Heart | Encyclopedia.com [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.encyclopedia.com/medicine/divisions-diagnostics-and-procedures/medicine/electrophysiology-study-heart>. – Дата доступа: 07.03.2022.
3. Electrophysiology Studies (EPS) | American Heart Association [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.heart.org/en/health-topics/arrhythmia/symptoms-diagnosis--monitoring-of-arrhythmia/electrophysiology-studies-eps>. – Дата доступа: 06.03.2022.

УДК 537.6

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОГО КОЭФФИЦИЕНТА ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ ТЕРМОСИФОНА

Студенты гр. 10601220 Борисюк Р.С., Бруверис М.Ю.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

Создание высокоэффективных систем охлаждения и теплообмена является важной технической задачей в микроэлектронике, космонавтике, энергетике и других сферах профессиональной деятельности [1]. Используемые в настоящее время ребренные или штыревые радиаторы с принудительной конвекцией, изготовленные из меди или алюминия, практически достигли своей предельной эффективности и не могут обеспечить отведение тепловых потоков, достигающих плотности 100–200 Вт/см<sup>2</sup> и более.

Для повышения эффективности охлаждения сейчас все шире используются тепловые трубы и термосифоны, эффективная теплопроводность которых может значительно превышать теплопроводность меди и даже алмаза. Для конструирования систем охлаждения важно знать эффективный коэффициент теплопроводности таких устройств. Теоретический расчет теплопроводности термосифона или тепловой трубы является очень сложной задачей, поэтому в данной работе эффективный коэффициент теплопроводности термосифона определялся методом сравнения результатов компьютерного моделирования и экспериментальных данных.

Из тонкостенной медной трубы был изготовлен термосифон длиной 1 метр и диаметром 28 мм. Один конец трубы был герметично запаян, а на втором установлен шаровой кран, через

который сифон заправляется рабочей жидкостью и закрывается после удаления из него воздуха. При проведении измерений нижний конец термосифона (зона теплосъема) погружался в кипящую воду, а на верхнем конце (зона теплоотдачи) снималась динамика изменения температуры. Измерение температуры осуществлялось с помощью термопары. Для уменьшения теплообмена с окружающей средой термосифон был покрыт теплоизоляцией.

Для определения эффективного коэффициента теплопроводности была разработана компьютерная модель описанного термосифона в программе ABAQUS. В процессе компьютерного моделирования подбирался коэффициент теплопроводности термосифона, который позволял добиться совпадения экспериментальной и расчетной зависимости температуры зоны теплосъема термосифона от времени. Экспериментальная и расчетная зависимости температуры от времени представлены на графике (рис. 1). Эффективная теплопроводность термосифона с водой в качестве рабочей жидкости в соответствии с результатами опыта составила около  $7800 \text{ Вт/(м} \cdot \text{К)}$ , что примерно в 4 раз выше теплопроводности алмаза.

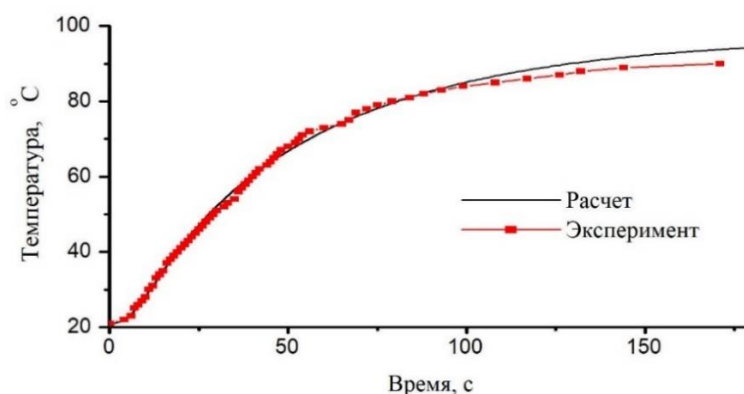


Рис. 1. Сравнение динамики изменения температуры в области термопары (эксперимент и модель).

#### Литература

1. Мухамбетов, А.М. Классификация систем охлаждения на основе конструктивных особенностей охлаждаемого элемента / А.М. Мухамбетов, И.М. Рыбаков, Н.В. Горячев // Труды XXI-го международного симпозиума «Надежность и качество», Т.2. – Пенза, 2016. – С. 59 – 61.

УДК 621.318.43+621.086.23

### ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ СОЛЕНОИДА С УПРУГИМИ СВОЙСТВАМИ

Студент гр. 11307120 Грузд Н.А.

Кандидат техн. наук, доцент Филонова М.И.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

Тенденции в области приборостроения направлены на уменьшение габаритов устройств с целью повышения их компактности и удобства использования. Прежде всего это касается устройств медицинского назначения, в частности протезов утраченных органов и конечностей, когда внедрение сложных систем преобразования движения не предоставляется возможным, а незначительная поломка может нанести вред здоровью пациента.

При проектировании бионических протезов конечностей целесообразным является применение линейных электроприводов, позволяющих обеспечить протезу большее число свободы движений при относительно небольших размерах [1]. Работа таких двигателей осуществляется за счет электромагнитных сил, возникающих в катушке (соленоиде), причем обратный ход реализован за счет дополнительного конструктивного элемента – пружины сжатия. Объединение функций данных двух элементов (соленоида и пружины) в одном позволит упростить конструкцию привода и снизить себестоимость его производства. Такое изделие должно представлять собой катушку, выполненную из проводникового материала с высокими упругими свойствами, изначально имеющую просветы между витками.

Традиционно пружины разделяют на классы, виды и разряды. Класс пружины характеризует режим нагружения и выносливости, а также определяет основные требования к материалам и