

Коэффициент множественной корреляции для данной математической модели составляет $R = 0,998$, а среднее квадратическое отклонение $S = 18$ °С. На рисунке 2 приведено корреляционное поле между температурой отпуска $T_{\text{отп расч}}$, полученной по (2), и $T_{\text{отп}}$ при термообработке образцов из стали У10А.

Для образцов из стали У10А характерны аналогичные структурные изменения, как и для образцов из стали У8А. Параметры B_r , B_{Hc} и B_m возрастают при увеличении температуры отпуска до 275 °С, в диапазоне температур от 275 до 400 °С наблюдается спад значений этих параметров с последующим их увеличением до 550 °С и спадом в конце диапазона отпуска. Величины магнитных проницаемостей возрастают в диапазонах температур 0-275 °С и 300-400 °С и убывают при температурах 275-300 °С и 400-500 °С. В диапазоне изменения температуры 500-600 °С все магнитные проницаемости, кроме μ_{dHc} возрастают, а μ_{dHc} продолжает убывать. Две полевые характеристики (H_c и $H_{\mu dm}$) имеют аналогичную друг другу зависимость – в диапазонах от 0-350 °С убывают и от 350 до 450 °С возрастают, а затем снова убывают вплоть до 600 °С. Параметр $B_{\mu dm}$ изменяется многократно на всем диапазоне проведения отпуска.

При термообработке от 100 до 600 °С, погрешность расчетной температуры составила около 7 %, что позволяет говорить о возможности использования данной модели для определения температуры проведенного отпуска стали У10А по магнитным характеристикам в пределах погрешности.

Данную реализацию многопараметрового контроля с использованием математической модели и построением корреляционного поля можно применить для установления температуры проведенного отпуска, но необходимо для каждой марки стали строить отдельную модель. Кроме того, могут понадобиться другие магнитные характеристики, отличные от приведенных.

Данная методика может увеличить возможности использования магнитных характеристик для неразрушающего контроля, решить проблему отсутствия однозначно зависимых магнитных характеристик во всем диапазоне контроля качества термообработки.

Литература

1. Бида Г.В. Многопараметровые методы в магнитной структуроскопии и неразрушающем контроле механических свойств сталей / Г.В. Бида, А.П. Ничипурук // Дефектоскопия. – 2007. – № 8. – С. 3–24.
2. Матюк В.Ф. Приборы магнитной структуроскопии на основе локального циклического импульсного перемагничивания / В. Ф. Матюк // Неразрушающий контроль и диагностика. – 2013. – № 1. – С. 3–27.
3. Матюк, В.Ф. Влияние температур закалки и отпуска на структуру и магнитные свойства инструментальных углеродистых сталей / В.Ф. Матюк, В.А. Бурак, З.М. Короткевич, А.А. Осипов // Неразрушающий контроль и диагностика. – 2012. – № 1. – С. 25–49.

УДК 615.47

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИЗМЕНЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ

Кравченко А.Ю., Терещенко Н.Ф.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Аппараты ультразвуковой терапии занимают свое заслуженное место среди средств физиотерапевтического лечения. Данная группа аппаратов применяется как для лечения определенных заболеваний, так и для реабилитации. Суть ультразвуковой терапии состоит в контактном воздействии ультразвуком в диапазоне интенсивностей до 3,0 Вт/см², на проекцию к поверхности кожи целевого участка воздействия. Также данный метод широко применяют в комбинации с лекарственными веществами, которые наносят на поверхность кожи в области проведения процедуры. Это способствует передаче лекарственного средства через кожу вглубь тканей под воздействием ультразвука. Такая процедура ультрафонофореза позволяет достигать лечебного

эффекта, не только лишь за счет воздействия собственно ультразвука, а и за счет введенного лекарственного препарата.

Процесс преобразования электрической энергии в акустическую энергию ультразвука, в современных аппаратах ультразвуковой терапии, применяемых в области физиотерапии, происходит, в основном, посредством колебания кристаллов пьезокерамики в механические колебания определенной частоты. Соответственно, кристалл пьезоэлемента преобразует не всю электрическую энергию в акустическую, а существенная часть электрической энергии преобразуется в тепло нагрева самого пьезокерамического кристалла и окружающего пространства. Это, в свою очередь, может приводить к повышению

температуры внешних частей рабочей поверхности самого ультразвукового излучателя, который содержит, помимо остальных частей, и сам пьезоэлемент. Однако чрезмерное повышение температуры рабочей поверхности ультразвукового излучателя является нежелательным, в процессе его эксплуатации, так как может потенциально привести к перегреву биологических тканей, с которыми он соприкасается. И, как следствие, вызвать дискомфорт пациента, вплоть до болевых ощущений. Следует также иметь в виду, что не все пациенты, в силу состояния своего здоровья, или же психического состояния, могут сообщить об дискомфортных ощущениях, в зоне применения ультразвукового излучателя. Поэтому, подобное обстоятельство, с учётом изложенных выше особенностей, создает проблему безопасности пациента.

Значение возрастания градиента $\Delta T = T - T_0$ текущей T и первоначальной T_0 температур преобразователя, $\Delta T/\Delta t$ за время $\Delta t = t - t_0$, которое он может передать, можно описать, зная значение теплоёмкости C преобразователя [1]:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_t}{mC}, \quad (1)$$

где m – это масса преобразователя, а P_t – мощность, рассеянная в нём.

Обозначим скорость возрастания температуры как:

$$V_T = \frac{\Delta T}{\Delta t}, \quad (2)$$

Учитывая, что $\Delta T/\Delta t$, является скоростью возрастания градиента температуры. В действительности, ультразвуковой излучатель состоит не только из пьезоэлектрического преобразователя, а еще из корпусных, конструкционных деталей, согласовывающих слоёв, крепёжных элементов и других частей, каждый из которых имеют, в свою очередь, собственную теплоёмкость. И каждый из этих компонентов будет начинать нагреваться (в случае нагрева пьезоэлемента), в зависимости от его собственной теплоёмкости. На температуру рабочей поверхности ультразвукового излучателя будет влиять каждый компонент, из которых он состоит. Для упрощения, в данном случае, примем, что ультразвуковой излучатель представляет собой квазиоднородный объект с точки зрения температурных характеристик. В таком случае, предположим, что нагрев происходит в пластине с площадью S , соответствующей площади преобразователя. Тогда, с учётом вышеизложенного, перепишем уравнение (1) в виде:

$$V_T = \frac{P_t}{Sd\rho C}, \quad (3)$$

где d и ρ – эффективная толщина и плотность приведенной конструкции преобразователя.

Коэффициент полезного действия преобразователя равен:

$$\eta = \frac{P_a}{P} \quad (4)$$

При этом эффективность пьезопреобразователя обозначим как ε и она может быть определена как отношение общей электрической мощности P , к выделяемой акустической мощности P_a , под нормальной акустической нагрузкой, что фактически является обратной величиной к коэффициенту η полезного действия. В таком случае получим:

$$\varepsilon = \frac{1}{\eta}. \quad (5)$$

Часть мощности преобразователя идет на рассеяние и нагрев.

$$P_t = P - P_a = P_a \left[\left(1 - \frac{1}{\eta}\right) / \frac{1}{\eta} \right], \quad (6)$$

$$V_T = P_a \left[\frac{(1 - \frac{1}{\eta})}{\frac{1}{\eta}} \right] = P_a (\eta - 1). \quad (7)$$

Тогда, преобразуем уравнение (3), с учётом уравнения (5), и получим:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_a}{S} \frac{(1 - \frac{1}{\eta})}{\frac{1}{\eta}} = I \frac{(1 - \frac{1}{\eta})}{\frac{1}{\eta}}, \quad (8)$$

где I – это пространственная средняя акустическая интенсивность около рабочей поверхности излучателя.

В случае, если преобразователь работает в воздухе, без приложенной к нему акустической нагрузки, то $P_t \approx P = P_a / \varepsilon = \eta P_a$, то в данном случае:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_a}{S} \frac{1}{\frac{1}{\eta}} = I \frac{1}{\frac{1}{\eta}}. \quad (9)$$

Таким образом, для преобразователя, работающего в воздушной среде, скорость нагрева увеличивается в $1/(1-\varepsilon)$ раз по сравнению со скоростью, когда преобразователь работает с нормальной акустической нагрузкой, такой как кожа.

В случае, когда выделение тепла происходит за счет нагрева пьезоэлемента, то выражение (9) можно преобразовать следующим образом. С учётом того, что толщина пьезоэлемента приблизительно связана с его резонансной частотой f соотношением $d = v / 2f$, где v – скорость распространения звука в материале пьезоэлемента, получим:

$$V_T = If \frac{2}{\frac{1}{\eta} \rho C} = If \frac{2\eta}{v\rho C} \quad (8)$$

Следовательно, можно утверждать, что скорость увеличения температуры в материале преобразователей будет приблизительно одинаковой,

если они работают со стабильной частотой и интенсивностью, что и подтверждается в работе [1].

Поэтому, для промышленного выпуска и использовании в медицинской практике ультразвукового излучателя [2] (Рис. 1) было проведено моделирование процесса изменения температуры рабочей зоны ультразвукового излучателя для процедур ультразвуковой терапии. Подобные исследования проводились и в статье [3]. На Рис. 2 приведены результаты моделирования и реальные градиенты температур ультразвукового датчика.

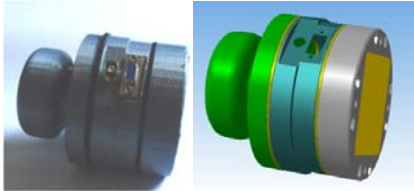


Рисунок 1 – Ультразвуковой излучатель

Применяя моделирование методами конечных элементов, мы можем создать тепловую модель, учитывающую параметры источника излучения тепловой энергии и всех его конструктивных элементов. Для верификации модели и подтверждения ее достоверности использовалось сравнение значений модели и тепловых полей опытного образца ультразвукового излучателя. Регистрация и измерения температур выполнено тепловизором MOBIL-3.

УДК 544.654.2

МАГНИТНЫЕ И ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА, СТРУКТУРА ПЛЕНОК АНТИМОНИДА ИНДИЯ (InSb), ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ ВЗРЫВНОГО ТЕРМИЧЕСКОГО ИСПАРЕНИЯ

Углов В.В.¹, Драпезо А.П.², Колесникова Е.А.¹, Кулешов А.К.¹, Русальский Д.П.¹

¹ Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь

²ООО «Научно-технический центр Вист групп сенсор», Минск, Республика Беларусь

Антимонид индия (InSb) полупроводниковое соединение типа A^{III}B^V с рекордно высокой подвижностью электронов, шириной запрещенной зоны 0,18 эВ при 300 К и 0,24 эВ при 0 К. На основе этого материала изготавливают широкий класс микроэлектронных приборов; высокочувствительные фотоэлементы, датчики Холла, оптические фильтры, инфракрасные детекторы, туннельные диоды. Для микроэлектронных изделий необходимо получение эпитаксиальных пленочных структур антимонида индия с высокой степенью кристаллического совершенства с использованием методов вакуумного осаждения. В данном исследовании применялся метод взрывного термического испарения, который основан на испарении в вакууме порошков подаваемых на испаритель, нагретый до температуры, позволяющей за миллисекунды переводить кристаллические частицы в пар [1].

Из литературных данных известно, что наилучшие результаты по подвижности носителей

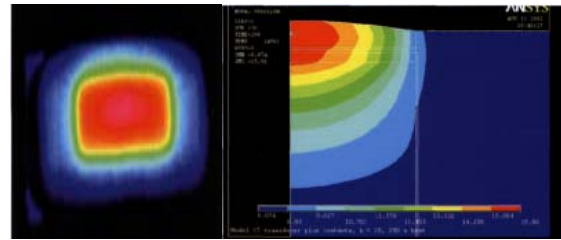


Рисунок 2 – Изображение и модель датчика

Таким образом, можно обеспечить безопасность ультразвуковых терапевтических излучателей, как на этапе разработки, так и в процессах производства и эксплуатации.

Литература

1. Duck, F.A. Surface heating of diagnostic ultrasound transducers/ F.A. Duck, H.C. Starritt, G.R. ter Haar, tM. J. Lunt // The British Journal of Radiology. – 1989. – № 62. – С. 1005–1013.
2. Ультразвуковые физиотерапевтические аппараты и устройства: монография / Терещенко Н.Ф. Тимчик Г.С., Чухраев Н.В. Кравченко А.Ю. – Киев : КПИ им. Игоря Сикорского, Издательство «Політехніка», 2018. – 184 с.
3. Doody, C. Prediction of the temperature rise at the surface of clinical ultrasound transducers / C. Doody, H. Starritt, F. Duck // BMUS Bulletin. – 2003. – № 3. – С. 26–28.

и величине эффекта Холла достигаются при вакуумном эпитаксиальном росте пленок антимонида индия на полированных монокристаллических пластинах GaAs [2], [3], [4]. Такой тип подложек применялся и в данном исследовании. Известно, что рост текстуры тонких пленок антимонида индия на GaAs довольно сложный процесс, зависящий от температуры GaAs, температуры испарителя порошка, размера частиц порошка, его чистоты, скорости подачи порошка на испаритель [3].

Целью работы являлось исследование величины эффекта Холла, концентрации и подвижности носителей заряда, степени кристаллического совершенства пленок антимонида индия в зависимости от температуры подложки при осаждении их методом взрывного термического испарения. Пленки в дальнейшем предполагается использовать в датчиках Холла, углового поворота, давления и т. д.

Напыление антимонида индия проводилось на полированные подложки из арсенида галлия