

В.А. Гаврилова, Н.Ф. Кашапов, Р.Н. Кашапов

ПЛАЗМЕННОЕ НАПЫЛЕНИЕ ПОЛИМЕРНО-ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ ЗАЩИТЫ УЗИ-ДАТЧИКОВ

Аннотация

Большую проблему составляет выход из строя медицинских УЗИ-датчиков, связанный с истиранием поверхностного слоя пьезоэлемента. Нанесение полимерно-порошковых материалов на детали распылением в электростатическом поле коронного разряда является наиболее удобным для восстановления рабочих свойств УЗИ-датчиков и обеспечивает лучший контроль толщины покрытия, что немаловажно для соответствия требованиям к пропусканию, отражению и поглощению ультразвуковых волн, используемых в пьезоэлектрическом преобразователе. В статье предложен способ плазменного напыления покрытий с заданными свойствами для восстановления вышедших из строя медицинских УЗИ-датчиков, представлены результаты исследования физико-механических свойств полученных покрытий.

В настоящее время в медицинской диагностике используются ультразвуковые аппараты и комплексы, действие которых основано на сканировании исследуемого органа узким ультразвуковым лучом и последующем преобразовании ультразвуковых эхосигналов в электрические для дальнейшего отображения на видеоконтрольных устройствах. Ультразвуковая диагностика заняла одно из ведущих мест в современной клинической медицине. Этому способствовал ряд факторов и прежде всего достоверность получаемых результатов, неинвазивность, доступность и относительная простота процедуры.

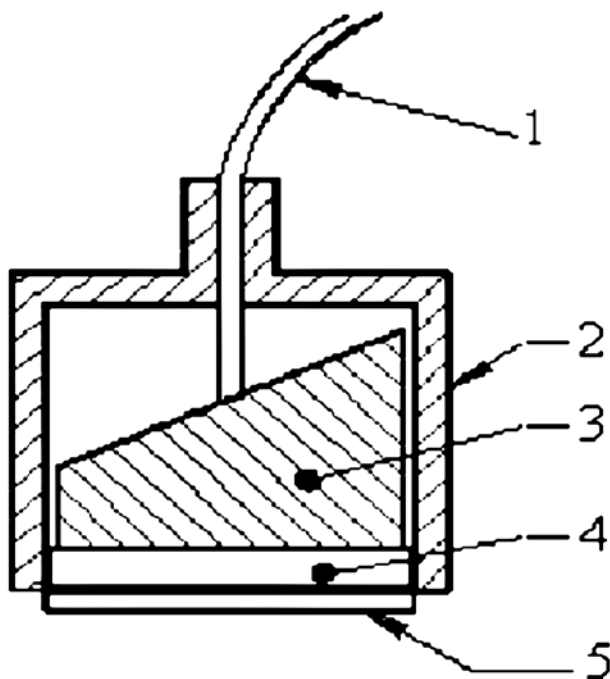


Рис. 1. Конструкция ультразвукового преобразователя: 1 – провод; 2 – кожух датчика; 3 – демпфер; 4 – пьезоэлектрический преобразователь; 5 – защитный слой

Главной составной частью ультразвуковых диагностических систем является УЗИ-датчик, важ-

нейшим элементом которого является пьезоэлектрический преобразователь (пьезокерамическая пластина, колебания которой сначала генерируют, а затем регистрируют отраженный ультразвуковой сигнал). От свойств этого пьезоэлектрического преобразователя зависит, на какой глубине, какого размера и с какой четкостью можно будет рассмотреть объект в теле пациента.

Принципиальная схема УЗИ-датчиков представлена на *рис. 1*.

Датчик представляет собой протяженную многоэлементную решетку. Основным его элементом является пьезоэлектрический преобразователь 4, залитый с тыльной стороны демпфером 3. На рабочую поверхность пьезоэлектрического преобразователя нанесен защитный слой 5.

При возбуждении пьезоэлектрического преобразователя коротким электрическим импульсом механические колебания ультразвуковой частоты последнего проходят в исследуемую среду (биологическую ткань) через согласующий защитный слой 5. Отраженные от неоднородной среды акустические сигналы достигают поверхности пьезоэлектрического преобразователя через тот же слой 5 и преобразуются в электрические сигналы.

На сегодняшний день большая проблема составляет выход из строя УЗИ-датчиков, связанный с истиранием согласующего защитного слоя, нанесенного на пьезоэлектрический преобразователь. Средний срок службы датчика составляет 2 года, после чего прибор списывается как непригодный к использованию.

В статье рассматривается возможность продления срока работы датчика путем нанесения полимерно-порошковых материалов на поверхность пьезоэлектрического преобразователя плазменным напылением.

Материалы и методы

Методы плазменного напыления в электростатическом поле отличаются многими достоинствами: легкостью регулировки процесса, возможностью его автоматизации, высокой производитель-

стью, отсутствием предварительного нагрева изделий, равномерностью покрытий по толщине, возможностью получения покрытий на тонкостенных изделиях, а также на изделиях, изготовленных из разнородных материалов.

Нанесение полимерно-порошковых покрытий включает в себя 2 этапа: напыление и полимеризацию.

При плазменном напылении аэрозоль порошковой краски наносится распылительными устройствами на холодную деталь. Последующее формирование покрытия проводится нагреванием.

Для зарядки микрочастиц порошка использовали способ придания заряда частицам с помощью униполярного коронного разряда. Толщину слоя, его плотность регулировали параметрами высоковольтного источника.

Процесс напыления покрытия проводили с помощью пистолета-распылителя – агрегата для нанесения полимерно-порошковой краски, обеспечивающего получение смеси порошка с воздухом, образование факела и придание частицам порошка электрического заряда [1].

К электродам распылителя подается высокое напряжение, и между распылителем и заземленной деталью создается сильное электрическое поле. Напряженность электрического поля достигает максимального значения у конца зарядного электрода, и при достижении некоторого уровня здесь происходит коронный разряд. Коронный разряд представляет собой тип низкотемпературной плазмы, когда в области короны появляются свободные электроны, которые заполняют пространство между распылителем и деталью. Эти электроны присоединяются к молекулам воздуха, создавая таким образом отрицательные ионы. Если электрическое поле за пределами области коронного разряда имеет достаточную напряженность, то ионы, в свою очередь, будут присоединяться к частицам порошка по мере его распыления. В результате между распылителем и деталью создается облако заряженных частиц порошка и свободных ионов [2].

Напыление происходит в камере напыления. Камера для нанесения порошковых полимерных материалов на металлические изделия предназначена для предотвращения разлета и централизованного сбора частиц порошковой краски, не осевших на окрашиваемые изделия. Камера представляет собой стальной шкаф с центральным приемом в передней стенке, куда на специальной оснастке подвешиваются металлические изделия и где происходит напыление за счет прилипания наэлектризованных частиц полимера к изделию.

Процесс полимеризации происходит в сушильной камере. Она представляет собой стальной шкаф, где происходят нагрев изделий, сплавление полимерных частиц и окончательное формирование покрытия.

Порошковая краска – это твердая дисперсная многокомпонентная система, в состав которой входят специальные пленкообразующие смолы, отвер-

дители, пигменты, наполнители и целевые добавки.

Пленкообразователями для порошковых красок могут служить как олигомеры (например, эпоксидные и полиэфирные смолы), так и различные полимеры: поливинилбутираль, поливинилхлорид, полиакрилаты, полиамиды, полиэтилен, фторопласты, пентапласт, эфиры целлюлозы, полиуретаны.

Для изделий медицинского назначения используют полиэфирные, эпокси-полиэфирные покрытия. Они обладают следующими характеристиками: стойкостью к истиранию, ударной прочностью, ровностью и комфортностью поверхности, отсутствием токсичности, препятствием бактерицидной активности, пригодностью для стерилизации, легкостью чистки, стойкостью к химическому воздействию [3].

Нанесение полимерно-порошковых покрытий проводилось на 3 металлические подложки. Нанесилось тефлоновое покрытие марки сталафлон ФС-4В, покрытие полиэфирной краской PD510226 («Becker», Польша), эпокси-полиэфирной краской EP110022G («Becker», Польша) после предварительного анодирования поверхности металлической пластины.

Перед нанесением покрытия для очищения и обезжиривания поверхности образца использовались хлопчатобумажные салфетки и растворитель 646 (ГОСТ 181888-72).

Затем проводилось анодирование в электролите – 20%-ном растворе серной кислоты при температуре 15 °С. Образец опускали в электролитическую ванну. Два свинцовых электрода подключали к источнику постоянного тока Б5-47. Выходное напряжение составляло 15 В, длительность процесса анодирования – 42 мин.

После анодирования образцы промывали в холодной проточной воде, затем – в горячей воде. Заключительной операцией являлась сушка сухим сжатым воздухом при температуре 70 °С [4], [5].

На подготовленную поверхность наносили полимерно-порошковое покрытие в электростатическом поле коронного разряда.

Покрытия характеризуют по внешнему виду поверхности, физико-механическим свойствам и устойчивости к воздействию окружающей среды. Состояние поверхности, блеск и цвет являются важными характеристиками покрытий и могут быть оценены посредством визуального осмотра и сравнения с эталоном.

Толщина пленки влияет также на эксплуатационные качества изделия. Она не должна превышать 1/4 длины волны, чтобы соответствовать требованиям к пропусканию, частичному отражению и поглощению ультразвуковых волн, используемых в преобразователе. В противном случае возможен эффект полного поглощения излучения [6]. Скорость распространения ультразвука рассчитывается по формуле (1):

$$C = f \cdot \lambda, \quad (1)$$

Таблица 1

Физико-механические свойства покрытия и методы его испытаний

Показатель	Образец с тефлоновым покрытием	Образец, покрытый полиэфирной краской PD510226	Образец, покрытый эпоксиполиэфирной краской EP110022G	Испытательное оборудование
Прочность при ударе, см	50	50	50	Прибор У 1-А, ГОСТ 4765-73
Гибкость, мм	4,9	4,8	5,1	Пресс Эриксона, ГОСТ 29309-92
Адгезия, баллы	1	1	1	Приспособления для определения адгезии методом решетчатых надрезов, ТУ 6-23-9-89
Блеск, %	44	45	45	Фотоэлектрический блескометр ФБ-2
Твердость, отн. ед.	0,80	0,80	0,81	Маятниковый прибор ТМЛ, ГОСТ 5233-89
Толщина пленки, мкм	70	126	137	Прибор для измерения толщины МТ-41НЦ, ГОСТ 4381-87
Износостойкость, г	0,68	0,59	0,63	Устройство для определения прочности покрытия к истиранию шлифовальной шкуркой типа УИЛ-2 по ТУ 6-23-10-89
Время нанесения покрытия, с	5	5	5	Секундомер

Таблица 2

Экспериментальные и расчетные данные

Среда	Свободный пьезоэлемент	Пьезоэлемент, наклеенный на металлическую пластину	Пьезоэлемент, наклеенный на металлическую пластину с покрытием
Воздух	$f = 2,8$ МГц $U = 14$ В $Z_{вх} = 420$ Ом	$f = 2,94$ МГц $U = 0,84$ В $Z_{вх} = 246$ Ом	$f = 2,93$ МГц $U = 0,82$ В $Z_{вх} = 246$ Ом
Спирт медицинский	$f = 2,96$ МГц $U = 2,9$ В $Z_{вх} = 870$ Ом	$f = 2,94$ МГц $U = 0,69$ В $Z_{вх} = 201$ Ом	$f = 2,93$ МГц $U = 0,67$ В $Z_{вх} = 201$ Ом

где C – скорость распространения ультразвука в среде; f – частота; λ – длина волны.

Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях человека составляет 1540 м/с – на эту скорость рассчитано большинство ультразвуковых диагностических приборов. При рабочей частоте датчика 2,8 МГц 1/4 длины волны составит 137,5 мкм.

Износостойкость, характеризующая устойчивость покрытия к истиранию, является одним из основных параметров, определяющих долговечность защитного покрытия медицинских УЗИ-датчиков. Сущность метода определения износостойкости заключается в определении потери массы лакокрасочного покрытия в граммах в результате истирания поверхности покрытия движущейся шлифовальной лентой при заданной нагрузке на образец (ГОСТ 20811-75).

Для проведения испытания используется устройство для определения прочности покрытия к истиранию шлифовальной шкуркой типа УИЛ-2 по ТУ 6-23-10-89.

Испытание прохождения ультразвука проводилось методом сопоставления входного электрического сопротивления свободного пьезоэлемента, пьезоэлемента, наклеенного на металлическую пластину с покрытием, и пьезоэлемента, наклеенного

на металлическую пластину без покрытия, на частоте параллельного резонанса $Z_{вх\ max}$ в различных средах (воздух, спирт медицинский – 96 %) [7].

Был проведен эксперимент по нанесению полимерно-порошковых покрытий на металлическую подложку и по прохождению ультразвука через восстановленный УЗ-датчик [8], [9].

Результаты испытаний физико-механических свойств покрытия представлены в табл. 1.

Исследуемые образцы пьезокерамики имеют частоту 2,8 МГц.

Наиболее подходящим является образец, покрытый эпоксиполиэфирной краской EP110022G, т. к. его толщина равна 137 мкм.

Данные, полученные при исследовании прохождения ультразвука, представлены в табл. 2.

Данные, полученные при испытании свободного пьезоэлемента, наклеенного на металлическую пластину, и пьезоэлемента, наклеенного на металлическую пластину с покрытием, отличаются незначительно. Это говорит о том, что нанесенное покрытие не препятствует прохождению ультразвука.

Выводы

1. В качестве способа восстановления защитного слоя УЗИ-датчиков выбрана технология нане-

- сения полимерно-порошковых материалов на поверхность пьезоэлектрического преобразователя плазменным напылением в электростатическом поле.
2. Определен состав наносимого порошка – на основе полиэфирных, эпокси-полиэфирных смол. Такие покрытия обладают следующими характеристиками: стойкостью к истиранию, ударной прочностью, ровностью, отсутствием токсичности, препятствием бактерицидной активности, пригодностью для стерилизации, легкостью чистки, стойкостью к химическому воздействию.
- Метод напыления полимерно-порошковых покрытий коронным разрядом позволяет получать защитные покрытия для УЗИ-датчиков с толщиной, соответствующей требованиям к пропусканию, частичному отражению и поглощению ультразвуковых волн, используемых в преобразователях.

Список литературы:

1. *Алексеев В.А., Исрафилов З.Х., Кашапов Н.Ф., Разживина Л.Г., Соловьева И.Н.* Устройство для нанесения покрытий из дисперсных материалов / Пат. РФ № 2146563 от 20.03.2000. Бюл. № 8 БИМПМ.
2. *Гаврилова В.А., Кашапов Н.Ф.* // Вестник КГТУ. 2010. № 7. С. 117-125.
3. *Яковлев А.Д.* Порошковые краски. – Л., 1987.
4. *Кашапов Р.Н.* // Перспективные материалы. 2008. № 5. С. 466-469.

5. *Кашапов Р.Н.* // VI Международная конференция «Физика плазмы и плазменные технологии», 28 сент. – 2 окт. 2009 г., Минск, Беларусь. Сборник докладов. – Минск, 2009. С. 247-250.
6. *Бреховских Л.М.* Волны в слоистых средах. – М., 1973.
7. *Окадаки К.* Технология керамических диэлектриков. – М., 1976.
8. *Гаврилова В.А., Кашапов Н.Ф.* // Третья российская студенческая научно-техническая конференция «Вакуумная техника и технология», 10-12 апр. 2007 г., Казань. Сборник докладов. – Казань, 2007. С. 146-147.
9. *Гаврилова В.А., Кашапов Н.Ф.* // Тезисы докладов научной сессии КГТУ, 4 – 8 февр. 2008 г., Казань. Аннотации сообщений. – Казань, 2008. С. 274.

Виктория Александровна Гаврилова,
аспирант,

Наиль Фаикович Кашапов,
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра ТОМЛП,

ГОУ ВПО «Казанский государственный
технологический университет»,

Рамиль Наилевич Кашапов,
аспирант,

Казанский физико-технический
институт им. Завойского КНЦ РАН,
г. Казань,

e-mail: vika1985@list.ru

НОВЫЕ КНИГИ

НОВЫЕ КНИГИ ПО ТЕХНИКЕ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ

Невский радиологический форум 2011 г. Сборник научных работ. Издательство «Элби-СПб», 2011.

Каталог импортозамещающих медицинских изделий. Союз ассоциаций и предприятий медицинской промышленности. – М., 2009.

Васильев А.Ю., Серова Н.С., Петровская В.В. и др. Руководство по интраоперационной микрофокусной радиовизиографии. – М.: Гэотар-медиа, 2011. 78 с.

Ставицкий Р.В., Борхударов Р.М., Лебедев Л.А. Контроль и эффект действия малых доз облучения в результате аварии на ЧАЭС. – М.: ООО «ИПФ и Гарт», 2011. 92 с.

III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии // Медицинская физика. В 3-х томах. – М.: МГУ, 2010.

Брацлова К., Влчек Б., Молоканов А.Г., Спруны Ф., Ядрничкова И. ЛПЭ-спектрометрия радиотерапевтического пучка ионов ^{12}C . – Дубна: Ин-т ядерной физики Академии наук Чешской республики, 2010. 10 с.

Буланов М.Н. Ультразвуковая гинекология. Курс лекций в 3-х томах. Том 1-й. – М.: ВИДАР, 2010.

Васин М.В. и др. Противолучевые лекарственные средства. – М., 2010. 181 с.