

М. А. Курбанов, М. А. Рамазанов, Г. М. Гейдаров

*Институт Физики Академии наук Азербайджана
370143, г. Баку, пр. Г. Джавида, 33, e-mail: mamedr@physics.ab.az*

Трехфазный пьезоэлектрический композит для датчика регистрации артериальной пульсовой волны

Получена 09.06.2003, опубликована 08.07.2003

Рассмотрены особенности создания трехфазного пьезоэлектрического композита, состоящего из поливинилиденфторида, эпоксидной смолы ЭД-20, пьезокерамики семейства цирконата-титаната-свинца (ПКР-3М) для датчика регистрации артериальной пульсовой волны. Показано, что композиты с пьезочувствительностью $g_{33} = 0,1-0,35$ Вм/Н и модулем упругости $E = (0,7-1,5)10^{10}$ Н/м² являются эффективным пьезоматериалом для создания датчика регистрации артериальных пульсовых волн.

В работах [1–3] описаны керамические и полимерные пьезоэлектрические датчики медицинских назначений. Исследование акустическим методом тела человека в современной медицине является актуальной задачей. Для создания современных медицинских датчиков требуется разработать новые активные материалы, удовлетворяющие жёстким физико-механическим требованиям.

В данной работе описывается датчик для регистрации артериального пульса, у которого в качестве чувствительного элемента использован новый трехфазный композиционный пьезоматериал: полимер-эпоксидная смола – пьезокерамика семейства цирконата-титана свинца (ЦТС). Данный датчик применяется для сфигмографических исследований — регистрации механических перемещений участка артерии человека, возникающих под действием пульсовой волны [4]. Полученные результаты по информативности сопоставлены с аналогичными исследованиями, полученными на основе датчика с пьезокерамическим активным элементом. В качестве полимерной фазы использованы поливинилиденфторид (ПВДФ), полиэтилен (ПЭ), полипропилен (ПП) и эпоксидная смола ЭД-20. Пьезоэлектрической фазой композита являлась пьезокерамика ПКР-3М.

Гибкий и прочный пьезокомпозитный материал толщиной 200 мкм получен методом горячего прессования [5, 6]. В исходном состоянии композит не обладает пьезоэлектрическими свойствами. Это свойство он приобретает после электротермополяризации. Предварительно на поверхность композита методом горячего прессования прессуются алюминиевые электроды толщиной 10 мкм. Поляризация обычно производится при электрическом поле $E_{п} = (1-7)$ МВ/м и температуре $T_{п} = (370-413)$ К. Время поляризации выбирается 0,5 часа.

На рис. 1 приведены кривые артериальных пульсовых волн на лучевой артерии, полученные датчиком на основе пьезокерамики типа ДТК-1М. Видно, что кроме начального положительного острого пика другая информация для диагностики на данном рисунке отсутствует.

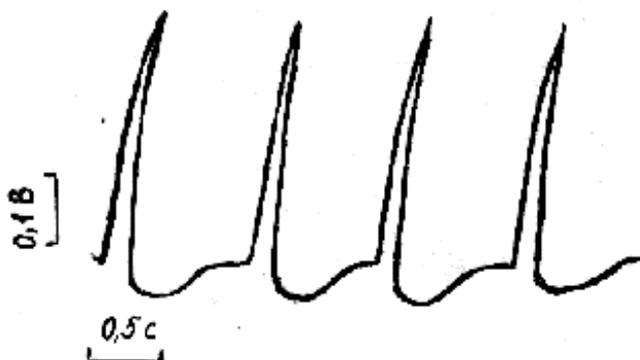


Рис. 1. Кривая артериальной пульсовой волны на лучевой артерии, полученная пьезокерамическим датчиком типа ДТК-1М

На рис. 2 приведены результаты одного из аналогичных исследований, полученные датчиками на основе пьезокомполитов различных составов (таблица 1). В той же таблице сопоставлены пьезоэлектрические, физико-механические и электрофизические свойства пьезоэлектрических композитов и активных керамик семейства ЦТС.



Рис. 2. Кривая артериальной пульсовой волны на лучевой артерии, полученная пьезокомполитным (ПВДФ+ ЭД-20+ПКР) датчиком

Таблица 1

Параметры композиции	Пьезомодуль d_{33} , ПКл/Н	Пьезочувствительность g_{33} , Вм/Н	Диэлектрическая проницаемость, ϵ	Модуль Юнга, ГПа	Акустическое сопротивление, $\text{кг/м}^2\text{с}$	Пьезочувствительность в режиме приема, $d_{33} \cdot g_{33} \cdot 10^{-12}$ Ф/Нм
ПВДФ+ПКРЗМ	145	0,25	65	7,5	6,7	36,2
ПЭ+ПКРЗМ	92	0,2	50	5	6,0	18,4
ПП+ПКРЗМ	120	0,26	52	6,5	6,5	31,2
ПВДФ+ЭД20+ПКРЗМ	140	0,26	60	12	7	36,4
ПЭ+ЭД20+ПКРЗМ	80	0,19	48	6,4	6,2	15,2
ПП+ЭД20+ПКРЗМ	110	0,24	50	7,6	6,8	28,8

Сравнение рис. 1 и 2 показывает, что кривые артериальных пульсовых волн, полученные на основе датчика с пьезокомпозиционным элементом, более информативны и позволяют диагностировать процессы, инициированные пульсовой волной сердца:

1) показывают функциональные и органические изменения сердечно-сосудистой системы, четко наблюдаются соответствующие максимумы (анакрота, дикрота, катакрота);

2) из-за высокой чувствительности датчика регистрации артериального пульса (60 мВ/Па) четко выделены первая и вторая положительные волны (A_1 и A_2 , рис. 3), что позволяет оценить состояние артерии, в частности, ее эластичность;

3) измеряя время расширения артериального сосуда (t_1) и длительность систолического периода (t_2), а также их разницу ($\Delta t = t_2 - t_1$), удается прогнозировать диастолические и систолические расширения сердца;

4) из кривых артериально-пульсовых волн также можно определить пульсовой период τ .

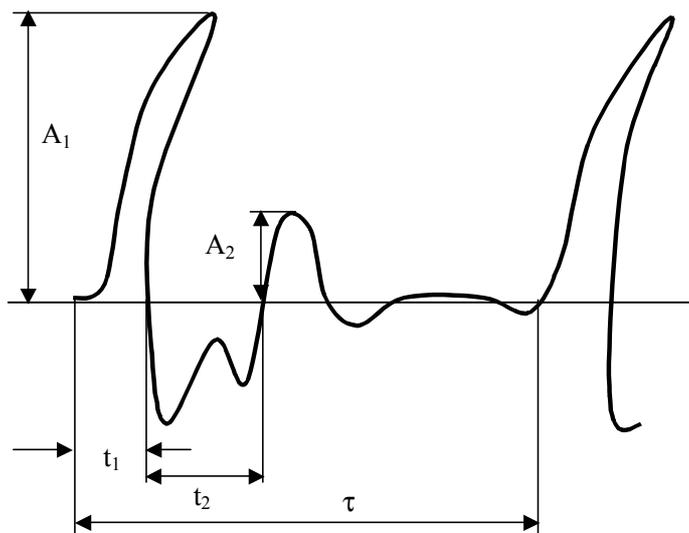


Рис. 3. Кривая артериальной пульсовой волны на лучевой артерии, полученная пьезокомпозитным (ПВДФ+ ЭД-20+ПКР) датчиком

Рассмотрим возможные причины увеличения информативности сфигмограммы, полученной датчиком на основе трехфазных композитов ПВДФ+ЭД20+ПКР. Как уже было отмечено, в качестве активного элемента датчиков пульсовой волны используют и чистый полимер ПВДФ [2, 3]. Однако из-за низкого значения его модуля упругости в процессе эксплуатации элемент из ПВДФ проявляет остаточную деформацию (гистерезис), что также сопровождается искажением и потерей полученной информации. Поэтому можно ожидать, что оптимальным элементом для датчика является пьезоматериал, характеристики которого будут находиться между свойствами полимера и пьезокерамики. Такими пьезоматериалами являются полимер-пьезокерамика, сочетающие в себе электрофизические и физико-механические свойства, как полимера, так и пьезокерамики (таблица 2).

Таблица 2

Параметры композиции	Пьезомодуль d_{33} , ПКл/Н	Пьезочувствительность g_{33} , Вм/Н	Диэлектрическая проницаемость, ϵ	Модуль Юнга, ГПа	Акустическое сопротивление, кг/м ² сек	Пьезочувствительность в режиме приема $d_{33} \cdot g_{33} \cdot 10^{-12}$ Ф/Нм
ПКРЗМ	99	0,028	400	80	30	2,77
ПВДФ	6,3	0,055	13	3	2,5	0,35

Экспериментально найдено, что пьезокомпозиты с пьезочувствительностью $g_{33} \approx 0,1-0,35$ Вм/Н и модулем упругости $E=(0,7-1,5)10^{10}$ Н/м², измеренными по методикам [1, 7], являются эффективным пьезоматериалом для создания датчика регистрации артериальных пульсовых волн. Среди предложенных композитов более эффективным являются композиты ПВДФ+ЭД-20+ПКР-3М с объемными содержаниями фаз 35, 5 и 60%, соответственно.

ЛИТЕРАТУРА

1. Сегала А. Г., Довготелес Т. Е., Билан А. Е. Пьезокерамические материалы для УЗ-дефектоскопии и медицинской диагностической аппаратуры. В сб. Пьезотехника-99, т.1. Ростов – на – Дону, Пайк, 1999. с. 166.
2. Беляев С. В., Пельц С. Д., Польских Э. Д., Мызгин Е. А., Чаянов Б. А. Гибкий пьезоэлектрический датчик давления. ПТЭ, 1982, № 5, с. 223.
3. Голямина И. П., Лесных О. Д., Мясников Г. Д., Расторгуев Д. Л., Шерман М. Я. Эластичный пьезоэлектрический материал — пьезопленка Ф-2МЭ. ПТЭ, № 3, 1991, с. 243.
4. Палеев Н. Р., Каеицер И. М. Атлас гемодинамических исследований в клинике внутренних болезней. М. Медицина, 1975, с. 15.
5. Рамазанов М. А., Панахова З. Г. Пьезокомпозитный датчик для регистрации артериальных пульсовых волн. ПТЭ, 1997, № 5, с. 132–133.
6. Рамазанов М. А. Датчик для регистрации артериальных пульсовых волн на основе полимерных пьезоэлектрических композитов. Ж. Датчики и системы, 2002, № 12, с. 25–27.
7. Попков В. И., Безъязычный В. В., Кислова Т. Б., Курбанов А. И., Попков С. В. Измерение комплексных модулей упругости и коэффициентов потерь полимерных вибропоглощающих материалов в широком диапазоне частот. Журнал «Техническая акустика» т. 5, вып. 1–2 (15–16), 2003 г.