

# ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКИЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ КОНТРОЛЯ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ЗУБНЫХ ИМПЛАНТОВ

Ю. В. ЧЕССКИЙ<sup>1</sup>, Т. Ю. ЧЕССКАЯ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Одесский национальный политехнический университет  
пр. Шевченко, 1, 65044, Одесса, Украина  
тел. 705-86-65; e-mail: ruddyleo@ua.fm*

<sup>2</sup>*Одесский государственный экологический университет*

Титановые импланты широко используются в зубоврачебной практике для восполнения отсутствующих зубов, а также для укрепления на них протезов у пациентов. Необходимо контролировать образование костной ткани вокруг части импланта, внедрённого в челюсть, и его “приживаемость”, т. е. остеоинтеграцию. Для этой цели был применён электроакустический пьезокерамический преобразователь, работающий на изгибной моде колебаний. Описывается конструкция преобразователя и расчёт его резонансной частоты. Приводятся экспериментальные результаты исследования преобразователя.

## ВСТУПЛЕНИЕ

Для удержания протезов и замены отсутствующих зубов у пациентов наиболее часто используются титановые импланты. Гистологические исследования показали, что титановые штифты (импланты) биобезопасны, биосовместимы и проявляют высокую степень остеоинтеграции [1]. Имплант, после его установки, в течение трех месяцев приживляется, т.е. происходит процесс остеоинтеграции. Очень важно следить за ходом заживления неинвазивно, чтобы определить более точно, когда безопасно устанавливать коронку на имплант, т.е. когда возможно его нагружать.

Наиболее точным неинвазивным методом оценки качества поверхности раздела имплант - ткань является рентгенография [2]. Однако, трудно получить количественный результат с необходимой точностью.

Кроме того, проводились исследования свойств поверхности раздела имплант-кость с помощью удара. При этом использовался прибор, содержащий гладкий цилиндр, ускоряющийся в направлении зуба электромагнитом, а характеристики удара по зубу определялись с помощью акселерометра [3]. Получаемые характеристики дают возможность оценивать продолжительность контакта цилиндра и зуба при ударе. К сожалению, этот метод является недостаточно чувствительным и воспроизводимым для оценки формирования костной ткани в процессе заживления на границе имплант – ткань.

Альтернативная методика - это крепление к импланту изгибного электроакустического преобразователя и измерение первой изгибной резонансной частоты полученной системы [4]. Эта резонансная частота будет зависеть как от длины крепления, так и от жёсткости связи по поверхности между имплантом и костью. В данном методе контроль резонансной частоты обеспечивает оценку целостности соединения имплант – кость.

## 1 КОНСТРУИРОВАНИЕ

Конструкция электроакустического преобразователя для контроля качества остеоинтеграции приведена на рис. 1, где 1 - общий вид преобразователя с присоединённым имплантом, 2 - основание, 3 - пьезокерамические пластинки, 4 - колпачок, 5 - имплант.

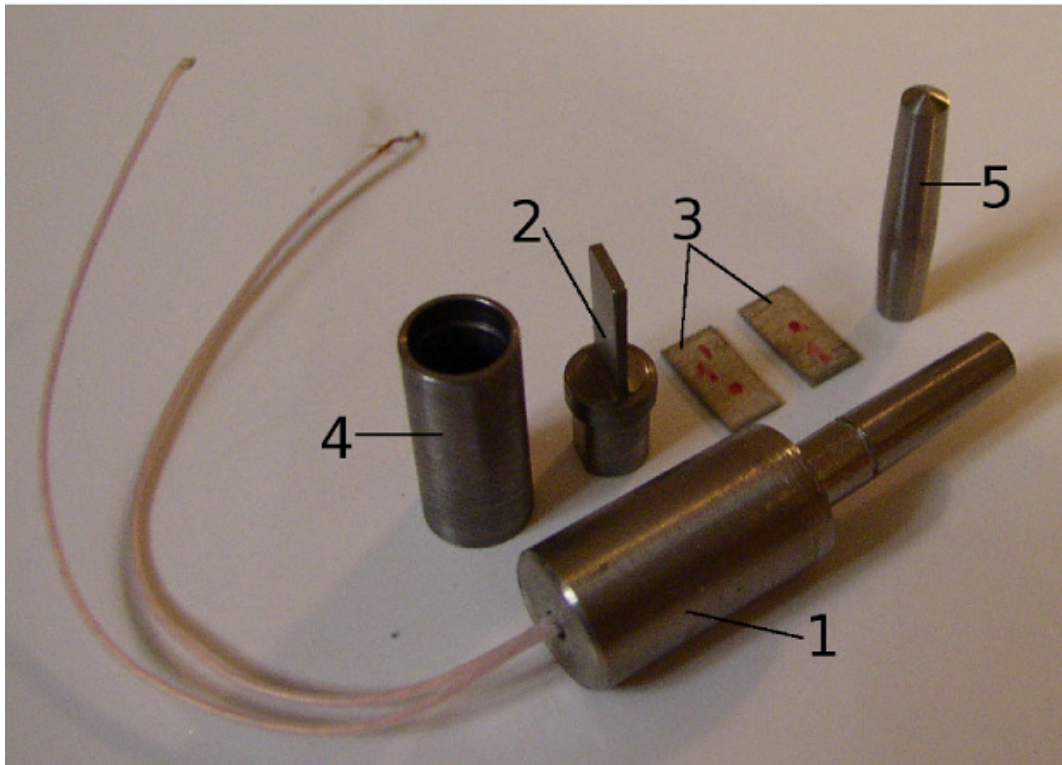


Рис. 1. Конструкция электроакустического преобразователя

Колебательная система электроакустического преобразователя включает в себя основание - 1 и две пьезокерамические пластинки - 2 (рис. 2). Основание выполнено из цельного куска металла, в нём сформированы прямоугольный лепесток на одном крае и коническое глухое отверстие с углом конусности  $3^\circ$  на противоположном крае. К лепестку основания прикрепляются с помощью эпоксидного клея две пьезокерамические пластинки. В результате образуется биморфная система, работающая на изгибных колебаниях. Электрический контакт между посеребрёнными плоскостями пьезокерамических пластинок и лепестком основания выполнен с помощью точечных вкраплений токопроводящего эпоксидного клея.

Преобразователь крепится к импланту по конусной поверхности в отверстии основания преобразователя и аналогично на вершине импланта, имеющего вид стержня специальной формы. Конусность на вершине импланта размерно соответствует конусности в отверстии основания преобразователя.

Прямоугольный лепесток основания имеет ширину  $a$ , толщину  $t_1$  и высоту  $l$ . Пьезокерамические пластинки одинаковых размеров с толщиной  $t_2$ , шириной  $a$  и высотой  $l$ . Причём, размеры ширины  $a$  пьезокерамических пластинок на 0.2 мм меньше,

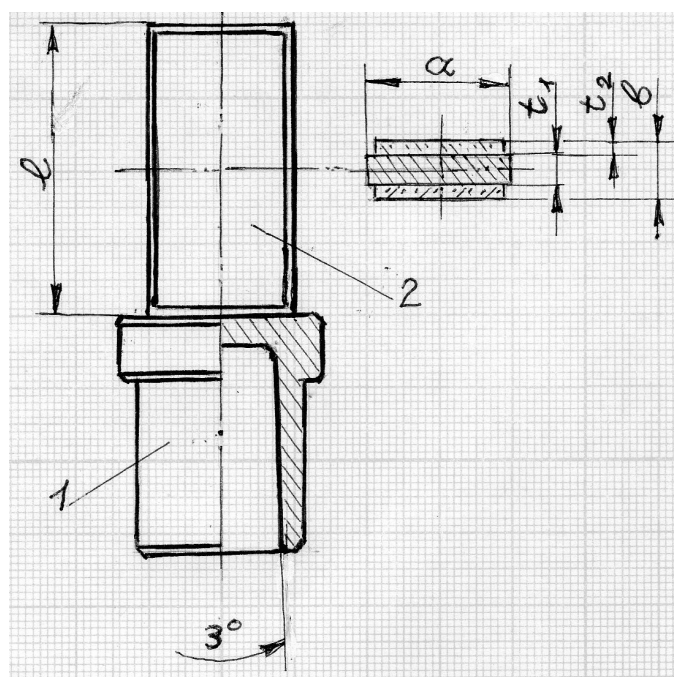


Рис. 2. Колебательная система электроакустического преобразователя

а высоты  $l$  на 0.3 мм меньше, чем соответствующие размеры лепестка основания. Данной решение связано с технологией изготовления преобразователя. Суммарная толщина преобразователя:  $b = t_1 + 2t_2$

## 2 РАСЧЁТ РЕЗОНАНСНОЙ ЧАСТОТЫ

С целью недопущения возникновения изгибных колебаний одновременно в двух направлениях выбираются размеры элементов преобразователя такие, что  $a > b$ . В этом случае резонансные частоты изгибных колебаний находятся из выражения [5]:

$$f = \frac{\alpha}{2\pi l^2} \sqrt{\frac{EJ}{\rho s}}, \quad (1)$$

где  $J = ab^3/12$  - момент инерции сечения;  $s = ab$  - площадь поперечного сечения лепестка;  $\alpha$  - постоянная, зависящая от граничных условий на концах лепестка,  $E$  - модуль Юнга,  $\rho$  - плотность.

В связи с тем, что преобразователь композиционный и состоит из разных материалов, которые могут значительно отличаться по своим характеристикам, необходимо определить для преобразователя в целом приведенные его параметры [6] в виде:

приведенный коэффициент Пуассона

$$\mu_{\text{пр}} = \frac{\sum_{i=1}^n \mu_i E_i t_i}{\sum_{i=1}^n E_i t_i}, \quad (2)$$

где  $i$  - номер слоя;  
 приведенный модуль Юнга

$$E_{\text{пр}} = \frac{\sum_{i=1}^n \mu_i E_i t_i}{\sum_{i=1}^n \mu_i t_i}, \quad (3)$$

приведенная плотность

$$\rho_{\text{пр}} = \frac{\sum_{i=1}^n \rho_i V_i}{\sum_{i=1}^n V_i}, \quad (4)$$

где  $V_i = a_i t_i l_i$  - объём  $i$ -го слоя.

Результаты расчётов по выражениям (1) - (4) для резонансной частоты изгибных колебаний электроакустического преобразователя рассмотрены для случая, когда его основание изготовлено из титана марки ВТ 1-0, и использовалась пьезокерамика ЦТС-19. Размер лепестка основания:  $a = 4$  мм,  $t_1 = 0.87$  мм,  $l = 8$  мм. Размеры пьезокерамической пластинки:  $a = 3.8$  мм,  $t_2 = 0.48$  мм,  $l = 7.7$  мм. Применяя данные по модулю Юнга, плотности и коэффициенту Пуассона, которые приведены в работах [6, 7], и учитывая вышеуказанные размеры, получили расчётную резонансную частоту  $f = 58.4$  кГц. В случае, если этот же преобразователь изготовить с применением пьезокерамики марки ЦТСНВ - 1, резонансная частота, рассчитанная для изгибной моды колебаний, будет равна  $f = 56.2$  кГц.

### 3 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Резонансные частоты преобразователей отслеживались по максимальному значению тока, проходящего через преобразователь при постоянном напряжении на входе во всём исследуемом диапазоне частот.

Исследование резонансной частоты ненагруженного преобразователя (т.е. имплант, на котором был жёстко закреплён преобразователь, находился в воздухе) проводилось в течение месяца с периодом измерений 3 дня. Частота резонанса менялась в пределах от  $f = 56.85$  кГц до  $f = 57.0$  кГц, причём, в основном наблюдалась частота в области  $f = 57.0$  кГц.

В дальнейшем имплант внедрялся в соответственно подготовленное отверстие в разные среды, имитирующие различные нагрузки и жёсткости связи импланта со средой. При внедрении импланта в эбонит резонансная частота составила  $f = 53.6$  кГц.

Нагружение импланта  $\text{Sr}_2\text{O}_3$  со связующим материалом (паста ГОИ, брусок) показала, что резонансная частота составила 55.8 кГц. В том случае, когда имплант, подсоединённый к преобразователю, нагружался на порошок  $\text{Al}_2\text{O}_3$  или  $\text{BaTiO}_3$ , а также  $\text{ZnO}$ , резонансная частота оставалась неизменной:  $f = 57.0$  кГц.

### ВЫВОДЫ

Разработан электроакустический пьезоэлектрический преобразователь для отслеживания приживляемости зубных имплантов. Резонансная частота первой моды из-

гибных колебаний чувствительна к нагруженности зубного импланта, эта нагруженность связана с образованием костной ткани вокруг него.

**Благодарности.** Авторы статьи благодарят стоматологическую клинику “ВИСТОМ” (г. Одесса) за предоставленную возможность проведения экспериментальных исследований, а также за полезные предложения и обсуждения.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Сабурин И. Н., Гаржун А. А., Орлов А. А.* Исследование биобезопасности, биосовместимости и остеоиндуктивной активности стоматологических титановых штифтов Arolonia (Laser) и Arolonia (RBM) // Медицинский алфавит. Стоматология.– 2010.– N 2.– С. 38-41.
2. *Kälébo P., Strid K.-G.* Radiographic videodensitometry for quantitative monitoring of experimental bone healing // Br J.Radiology.– 1989.– **62**.– P. 883-889.
3. *Cawley P., Adams R. D.* The mechanics of the cointap method of non-destructive testing // J. Sound Vibr.– 1988.– **122**.– P. 299-316.
4. *McCreith N., Alleyne D. N., Cawley P.* Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis // Clin. Oral. Implant Res.– 1996.– **7**.– P. 261-267.
5. *Тимошенко С. П., Янг Д. Х., Уивер У.* Колебания в инженерном деле.– М.: Машиностроение, 1985.– 492 с.
6. Подводные электроакустические преобразователи. Справочник.– Л.: Судостроение, 1983.– 248 с.
7. *Сидельников А. И.* Сравнительная характеристика материалов группы титана, используемых в производстве современных дентальных имплантов // ИнфоДЕНТ.– 2000.– N 5.– С. 10-12.