

суперкавитационного потока, его устойчивому содержанию и обеспечению направленного его воздействия на обрабатываемую поверхность. В качестве среды для создания кавитации можно использовать любую жидкость. Чем меньше температура кипения жидкости, тем эффективнее она работает. Другие требования к жидкости это – нетоксичность, несгораемость, низкая стоимость и доступность. Хотя есть целый ряд жидкостей с температурой кипения меньше воды, например: спирты, эфирные масла, керосин, бензин и т.д., но они не отвечают требованиям пожарной безопасности, токсичности и уступают по этим критериям обычной воде. Поэтому наиболее эффективной средой для обработки материалов является обычная вода. Главным преимуществом кавитационной обработки водой является отсутствие нагрева

обрабатываемых заготовок (выделяемое в процессе резки тепло сразу уносится водой).

Литература

1. Синкенес, Дж. Руководство по обработке драгоценных и поделочных камней / Дж. Синкенес. – Москва : «МИР», 1989. – 415 с.
2. Кулаков, Ю. М. Отделочно-зачистная обработка деталей / Ю. М. Кулаков, В. А. Хрульков. – М. : Машиностроение, 1979. – 216 с.
3. Галтовочный барабан : а. с. US 4605050 / В. А. Грачев, Н. А. Горелов, Р. В. Васин. – Оpubл. 23.05.1991.
4. Способ абразивной центробежно-планетарной обработки деталей и устройство для его осуществления : а. с. US 992172 / И. Е. Бондаренко [и др.]. – Оpubл. 30.01.1983.

УДК 692.7

АКТУАЛЬНОСТЬ ПРОВЕДЕНИЯ ИСПЫТАНИЙ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ ПОСЛЕ ЭЛЕКТРОЭРОЗИОННОГО МОДИФИЦИРОВАНИЯ НА УСТАЛОСТНУЮ ПРОЧНОСТЬ

Монич С.Г., Бобоев А.

*Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь*

Аннотация. В данной работе перечислены требования, предъявляемые к стоматологическим имплантатам, среди которых наибольшее внимание отведено усталостной прочности, приведено описание электроэрозионного модифицирования поверхности стоматологических имплантатов, описана схема испытания таких имплантатов на усталостную прочность согласно действующего стандарта.

Ключевые слова: стоматологический имплантат, электроэрозионное модифицирование, усталостная прочность, выносливость, испытание.

THE RELEVANCE OF TESTING DENTAL IMPLANTS AFTER ELECTRIC DISCHARGE MACHINERY FOR FATIGUE STRENGTH

Monich S., Boboev A.

*Belarusian National Technical University
Minsk, Belarus*

Abstract. This paper lists the requirements for dental implants, among which the greatest attention is paid to fatigue strength, describes the electroerosion modification of the surface of dental implants, describes the scheme of testing such implants for fatigue strength according to the current standard.

Key words: dental implant, electroerosion modification, fatigue strength, endurance, testing.

*Адрес для переписки: Монич С.Г., пр. Независимости, 65, г. Минск 220113, Республика Беларусь
e-mail: sgmonich@bntu.by*

Имплантат – это изделие из биосовместимого материала, которое вводится в организм хирургическим путем для замены какого-либо органа или его части и выполняет утраченную этим органом функцию [1]. На сегодняшний день существует большое разнообразие конструкций имплантатов: эндопротезы тазобедренного, коленного, голеностопного, локтевого суставов.

Наиболее широкое применение нашли стоматологические (дентальные) имплантаты, предназначенные для устранения дефектов зубных ря-

дов и выполняющие роль опоры зуба для последующего протезирования (рис. 1) [2].



Рисунок 1 – Форма стоматологических имплантатов

Через определенное время (3-5 месяцев) после вживления имплантата, на него устанавливается коронка или мостовидный протез требуемой конструкции и при этом исключается травмирование соседних зубов.

Основными требованиями, предъявляемыми к конструкции и материалам имплантатов, являются следующие [3]:

- клинико-биологические, определяемые особенностями взаимодействия живых тканей с материалами имплантатов;
- биологические, связанные с токсикологическими, канцерогенными и коррозионными свойствами материала имплантата;
- физико-механические свойства материала, в частности, высокая прочность, стойкость к истиранию, низкая теплопроводность, высокая рентгеноконтрастность, хорошая стерилизуемость, устойчивость к циклическим нагрузкам;
- конструкционные, позволяющие создавать эффективные и удобные протезы;
- технологические, определяемые особенностями обработки;
- экономические, определяемые стоимостью материала и затратами на производство имплантатов.

В настоящее время широко применяются различные способы окончательной обработки винтовой поверхности стоматологических имплантатов, среди которых высоко себя зарекомендовало электроэрозионное модифицирование.

В основе всех операций электроэрозионного модифицирования лежит явление электрической эрозии – направленное разрушение токопроводящих материалов в результате кратковременного теплового действия импульсных электрических разрядов между электродом-инструментом и заготовкой [4]. В результате воздействия единичного электрического разряда на поверхности заготовки образуется лунка, имеющая форму близкую к сферической. При воздействии серии разрядов поверхность приобретает кратерообразную форму с четко выраженными углублениями в виде множества перекрывающихся друг друга лунок. Именно за счет перекрытия лунок в результате многократного повторения импульсов происходит удаление металла по всей обрабатываемой поверхности заготовки, т.е. ее размерная обработка.

Установлено [4], что после электроэрозионного модифицирования поверхностный слой приобретает свойства, положительно влияющие на эксплуатационные показатели деталей. Так, увеличение твердости поверхности при сохранении вязкой сердцевины повышает износостойкость поверхности. Наличие на ней большого количества лунок благоприятно сказывается на условиях удержания смазки между трущимися поверхностями, особенно, в условиях граничной смазки. Эти лунки выполняют

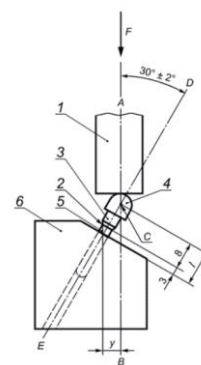
роль микрокарманов, за счет чего смазка гарантировано удерживается на поверхности.

Исследование механических свойств, в частности, прочностных характеристик материалов, относится к важным научным и прикладным задачам, стоящим перед предприятиями различных отраслей.

Как известно, под действием циклических напряжений в металлах и сплавах зарождаются и постепенно развиваются трещины, вызывающие в конечном итоге полное разрушение детали или образца [5]. Это разрушение особенно опасно потому, что может протекать под действием напряжений, намного меньших пределов прочности и текучести. Подсчитано, что более 80% всех случаев эксплуатационного разрушения происходит в результате циклического нагружения.

Испытания стоматологических имплантатов на усталостную прочность в настоящее время осуществляется согласно ГОСТ Р ИСО 14801-2012.

Согласно данного стандарта испытание следует проводить на образцах, которые представляют собой готовые изделия (т.е. на компонентах, которые подверглись такому же производственному процессу и стерилизации, что и изделие, которое планируют выпустить на рынок). Если изготовитель предполагает, что стерилизацию внутрикостного стоматологического имплантата будет выполнять врач перед операцией, то перед испытанием нужно выполнить стерилизацию, как указано в инструкциях по эксплуатации изготовителя. Однако если есть данные о том, что указанный метод стерилизации не влияет значительно на свойства всех материалов тестируемых образцов, тогда проводить стерилизацию перед испытанием не обязательно. Схема нагружения стоматологического имплантата при испытании на усталостную прочность приведена на рис. 2.



- 1 – устройство для прикладывания нагрузки;
 2 – номинальный уровень кости; 3 – соединительный компонент; 4 – полусферический нагружаемый элемент; 5 – тело стоматологического имплантата; 6 – держатель образца

Рисунок 2 – Схема нагружения стоматологического имплантата при испытании на усталостную прочность

Литература

1. Вильямс, Д. Ф. Имплантаты в хирургии / Д. Ф. Вильямс, Р. Роуф; пер. с англ. Е. В. Колпакова. – М. : Медицина, 1978. – 552 с.
2. Kramer, K.-H. Implants for surgery – a survey on metallic materials / K.-H. Kramer // Materials for Med. Engineering. – 1999. – Vol. 2. – P. 9–29.
3. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression / C. Massaki [et al.] // Clin-

cal Oral Implants Research. – 2005. – Vol. 16, № 6. – P. 650–656.

4. Модифицирование поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах / В. В. Савич [и др.]; под науч. ред. В. В. Савича. – Минск : Беларус. навука, 2012. – 244 с.

5. Effect of dental implants diameter on fatigue performance Part II : Failure analysis / K. Shemtov-Yona [et al.] // Clin. Implant Dent. Relat. Res. – 2014. – Vol. 16. – P. 178–184.

УДК 615.82

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ ОБРАТНОЙ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СВЯЗИ УДАРНО-ВОЛНОВОГО ГЕНЕРАТОРА
Монич С.Г., Есьман Г.А., Галаваченко П.О.

*Белорусский национальный технический университет
 Минск, Республика Беларусь*

Аннотация. В данной работе приведен расчет геометрических параметров пьезокерамического излучателя обратной биологической связи ударно-волнового генератора. Работа датчика биологической обратной связи по точкам акупунктуры основана на законе Лоренца. Отмечено, что оптимальным вариантом работы составного преобразователя является размещение пьезоэлементов между узловой плоскостью и торцом отражающей накладки. При этом получают промежуточные усредненные условия по прочности пьезоматериала, КПД и стабильности работы преобразователя.

Ключевые слова: обратная связь, пьезокерамический излучатель, ударно-волновой генератор.

DETERMINATION OF GEOMETRIC PARAMETERS OF A PIEZOCERAMIC BIOLOGICAL FEEDBACK EMITTER OF A SHOCK WAVE GENERATOR

Monich S., Yesman G., Galavachenko P.

*Belarusian National Technical University
 Minsk, Belarus*

Abstract. In this article is carried out the calculation of the geometric parameters of a piezoceramic biological feedback emitter of a shock wave generator. The operation of the biofeedback sensor for acupuncture points is based on Lorentz's law. It is noted that the best option for the operation of a composite converter is the placement of piezoelectric elements between the nodal plane and the end of the reflecting plate. In this case, intermediate averaged conditions are obtained for the strength of the piezomaterial, efficiency and stability of the converter.

Key words: feedback, piezoceramic emitter, shock wave generator.

*Адрес для переписки: Монич С.Г., пр. Независимости, 65, г. Минск 220113, Республика Беларусь
 e-mail: sgmonich@bntu.by*

Биологическая обратная связь позволяет контролировать эффективность проведения ударно-волновой терапии и регистрировать изменение электрических сигналов биотканей в результате активации обменных процессов [2–6, 8, 9].

Датчик биологической обратной связи выполнен в виде пьезокерамического излучателя и представляет собой пьезоэлемент, на который наклеена катушка индуктивности с множеством витков (рис. 1).

Работа датчика биологической обратной связи по точкам акупунктуры основана на законе Лоренца [7]. Биообъект излучает собственное магнитное поле. Если в это поле поместить движущуюся катушку индуктивности, в ней наведется ЭДС, которое можно измерить, предварительно усилив сигнал.

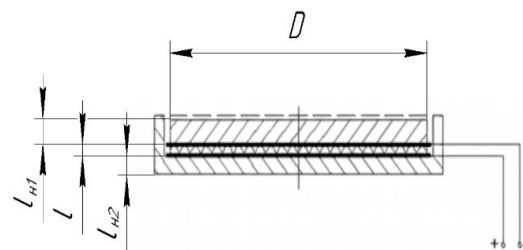


Рисунок 1 – Схема пьезокерамического преобразователя с пассивной накладкой

Длина волны, излучаемая преобразователем:

$$\lambda = \frac{c_3^D}{f} = \frac{4120}{1 \cdot 10^6} = 0,004 \text{ м.}$$

Рассчитаем размеры пьезокерамических накладок (рис. 1) [1]. Внешний диаметр: