

- поверхностей трения. «Вестник машиностроения», 1974, №2, с.48-49.
5. Радионенко А.В. Способ определения маслостойкости поверхности трения. Патент SU 985549. Оpubл. 30.12.1982.
 6. Варгафтик Н.Б. Справочник по теплофизическим свойствам газов и жидкостей / Н.Б. Варгафтик // М.: Наука. – 1972. – 702с.
 7. Theisen W, Schuermann A. Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. Mater Sci Eng A. 2004;378:200–204
 8. Chen SL, Yan BH, Huang FY. Influence of kerosene and distilled water as dielectrics on the electric discharge machining characteristics of Ti–6Al–4V. J Mater Process Technol. 1999;15:107–111
 9. Wang ZL, Lee HG, Aspinwall DK, Dewes RC, Aspinwall EM. Workpiece surface modification using electrical discharge machining. Int J Mach Tools Manuf. 2003;43:121–128
 10. Wang ZL, Fang Y, Wu PN, Zhao WS, Cheng K. Surface modification process by electrical discharge machining with a Ti powder green compact electrode. J Mater Process Technol. 2002;129:139–142.

УДК 621.792

ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ФОРМИРОВАНИЯ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВОГО ИМПЛАНТАТА С ЧАСТИЧНЫМ РЕГУЛЯРНЫМ МИКРОРЕЛЬЕФОМ ПРИ ЕЕ ЭЛЕКТРОКОНТАКТНОЙ ОБРАБОТКЕ

Киселев М.Г., Дроздов А.В., Монич С.Г., Миранович А.С.

*Белорусский национальный технический университет**Минск, Республика Беларусь*

В технологии изготовления металлических имплантатов важным заключительным этапом является операция модификации их поверхностей с целью придания им такого микрорельефа, параметры которого обеспечивают наибольший уровень прочностных и биомеханических показателей при их взаимодействии с тканями организма. В настоящее время для этого в основном используется пескоструйная, гидроабразивная и дробеструйная обработка поверхности имплантатов [1,2]. Характерным для них является то, что получаемая на обработанной поверхности шероховатость имеет произвольное направление неровностей. Однако эти способы обработки имеют ограниченные технологические возможности с точки зрения формирования шероховатости модифицированной поверхности с большими значениями ее высотных и шаговых параметров, а также не позволяют получать поверхности с регулярным микрорельефом. По этой причине на сегодня недостаточно изученными остались вопросы влияния таких значений указанных параметров шероховатости модифицированной поверхности металлических имплантатов на их эксплуатационные показатели [1-2].

Для получения таких данных, в первую очередь, необходимо определить рациональный способ модификации поверхности, обеспечивающий формирование на ней шероховатости с широким диапазоном варьирования ее высотных и шаговых параметров, а также получения на ней регулярного микрорельефа.

Цель данной работы определить зависимость между параметрами микрорельефа модифицированной поверхности и режимами ее электрокон-

тактной обработки (ЭКО) с использованием проволочного электрода-инструмента.

На рисунке 1 представлена технологическая схема ЭКО цилиндрической поверхности образца металлического имплантата с использованием проволочного электрода-инструмента. Обрабатываемый цилиндрический образец 4 закрепляется в цанговом патроне станка. От привода станка он получает равномерное вращательное движение вокруг своей оси с частотой $n_{об}$. На поперечном суппорте станка смонтирован электромагнит 1, корпус которого электрически от него изолирован.

На оправке электромагнита неподвижно закреплен проволочный электрод-инструмент 3, имеющие свободную длину L . Предварительно, за счет регулировочных перемещений электродвигателя в поперечном направлении, он устанавливается в положение, при котором взаимодействие обрабатываемой поверхности образца с вращающимся проволочным элементом протекает в условиях упругого деформирования последнего. Наибольшее значение этой деформации определяется величиной предварительно установленного натяга $\delta = L - k$. Для обработки цилиндрической поверхности образца на всю требуемую длину электродвигателю с закрепленными на его валу инструментами сообщается продольная подача $S_{п.п.}$. Электрическая схема включает в себя источник питания постоянного тока ИП, токоподводящие контакты 2, накопительный конденсатор C , включенный параллельно контактирующим поверхностям проволочного электрода-инструмента и образца, а также последовательно подключенного им токо-

ограничивающего резистора R . При колебании электродов-инструментов, они, периодически взаимодействуя с поверхностью образца, вызывают прерывание электрической цепи, что сопровождается возникновением электрических разрядов. В результате их действия происходит удаление металла с поверхности образца с формированием на ней характерных лунок, совокупность которых определяет микрорельеф модифицированной поверхности.

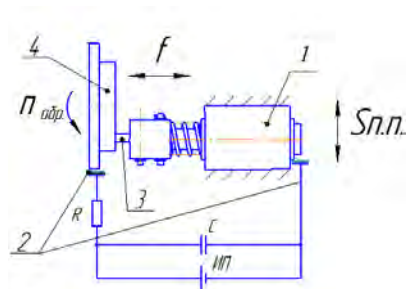


Рисунок 1 – Технологическая схема ЭКО цилиндрической поверхности образца металлического имплантата с использованием проволочного электрода-инструмента

Очевидно, что параметры получаемого регулярного микрорельефа, т.е. размеры лунок и характер их расположения на модифицированной поверхности определяются режимами ее электроконтактной обработки. В рассматриваемом случае основными параметрами режима ЭКО являются: напряжение U и емкость C накопительного конденсатора; время прохождения электрического импульса; частота вращения обрабатываемого образца, диаметром; частота колебаний проволочного электрода-инструмента; а также продольная подача.

Предварительно с помощью проволочного электрода-инструмента на полированную поверхность образцов, наблюдаемую через увеличительное стекло, вручную с помощью проволочного диаметром 0,35 мм электрода-инструмента последовательно с заданным шагом наносились лунки ($\beta \approx 1$). На образце (рисунок 2) обрабатывалась поверхность площадью порядка 70 мм^2 . Затем с помощью профилометра-профилографа измерялись параметры шероховатости модифицированной поверхности в двух взаимно перпендикулярных направлениях.

Исследование морфологии поверхности образцов выполнялось на аттестованном сканирующем электронном микроскопе высокого разрешения «Mіга» фирмы «Tescan» (Чехия) (рис.3). Погрешность метода в данном случае составляет 3-5 относительных процентов. Анализ проводился при ускоряющем напряжении 20 кВ. Область возбуждения рентгеновского излучения 0,5 мкм.

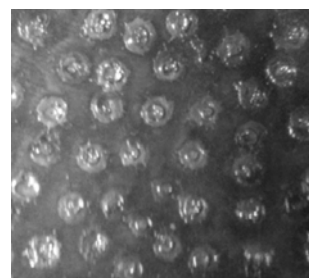


Рисунок 2 – Фотография участка модифицированной поверхности образца

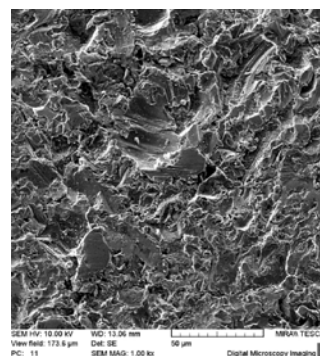


Рисунок 3 – Протокол измерения шероховатости поверхности образца

Съемку морфологии поверхности проводили с использованием детекторов вторичных электронов (SE) и обратно отраженных электронов (BSE).

1. Киселев М.Г., Дроздов А.В., Борисов В.А. Применение электроконтактной виброударной обработки для модификации образцов титановых имплантатов. Сборник докладов международного симпозиума «Инженерия поверхности. Новые порошковые композиционные материалы. Сварка». – Мн.: 2011, с. 53-57.
2. Савич В.В. Модификация поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах / В.В. Савич, Д.И. Сарока, М.Г. Киселев, М.Г. Макаренко; под научн. ред. В.В. Савича. – Мн.: Беларус. навука, 2012. – 244 с.
3. Киселев, М.Г. Применение электроконтактной виброударной обработки для модификации образцов титановых имплантатов. / М.Г. Киселев, А.В. Дроздов, В.А. Борисов // Сборник докладов международного симпозиума «Инженерия поверхности. Новые порошковые композиционные материалы. Сварка». – Мн.: 2011, с. 53-57.
4. Total joint replacement/ W.Petty. - Philadelphia: W.B.Sauders Inc., 1991. - 814 p.

5. Semlitsch M., Willert H.G., Doerre E.: Neue Werkstoffpaarung Al₂O₃-Keramik/Polyaethylen zur Verminderung des Polyaethylenabriebs bei Gelenkpfannen von Huefttotalendoprothesen. - Med. Orthop. Tech. - 1975. - N6. - S.143-144.
6. Jef A. Helsen, H. Jurgen Breme Metals as biomaterial. – Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 1998. – 335 p.
7. Eisenbarth E. et al. Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts.// J. Biomaterials. – 1996. – 17. – P. 1399-1404.
8. Hansson H.A. at al. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants.// J. Prosthet. Dent. – 1983. – 50 – P. 108-116.
9. Z.Polesinski, J.Karas, Z.Jagermann and all. Porowate Implanty Korundowe jako nosniki antybiotykow// Proceedings of III Symposium IOP 2001. Bialystok, 25-27 June 2001. P.193-201.
10. Jarcho M.: Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. - Clin. Orthop. - 1981. - B.157. - P.259-278.

УДК 621.792

ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ШЕРОХОВАТОСТИ МОДИФИЦИРОВАННОЙ ПУТЕМ ЭЛЕКТРОЭРОЗИОННОЙ ОБРАБОТКИ ПОВЕРХНОСТИ ОБРАЗЦОВ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ НА ЕЕ СМАЧИВАЕМОСТЬ ПЛАЗМОЙ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Киселев М.Г., Дроздов А.В., Мониц С.Г.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Степень смачиваемости поверхности имплантата биологическими жидкостями организма является одной из основных ее характеристик, обеспечивающих эффективное протекание процесса его интеграции. Чем выше этот показатель, тем большей потенциальной биоактивностью обладает поверхность имплантата. Поэтому установление влияния параметров шероховатости модифицированной путем электроэрозионной обработки (ЭЭО) поверхности образцов на ее смачиваемость биологическими жидкостями, в частности, плазмой крови человека, является первоочередной задачей при оценке ее биомеханических характеристик.

Смачиваемость поверхности образцов оценивалась по методике, изложенной в работе [1]. В ее основе лежит метод свободно лежащей капли, который относится к статическим методам определения поверхностного натяжения жидкости. Его сущность заключается в определении профиля капли, лежащей на поверхности, с вычислением краевого угла смачивания. Для этого на исследуемую поверхность наносят каплю соответствующей жидкости, фотографируют ее и по полученной фотографии определяют необходимые для расчета краевого угла смачивания параметры (рисунок 1). В частности, l , h – диаметр и высота капли, лежащей на полированной (исходной) поверхности, соответственно, а l_1 , h_1 – диаметр и высота капли, лежащей на исследуемой поверхности, соответственно.

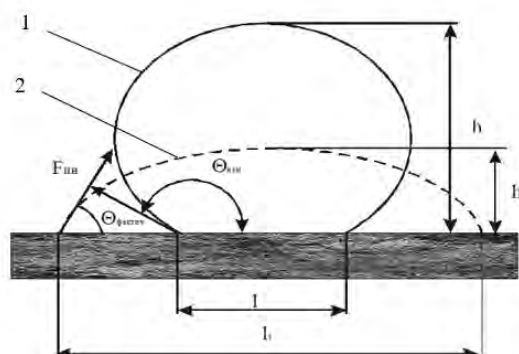


Рисунок 1. – Геометрические параметры свободно лежащей капли

Кроме того для расчета данного краевого угла смачивания необходимо располагать данными как профиля капли 1, лежащей на полированной поверхности, так и профиля капли 2, лежащей на исследуемой (шероховатой) поверхности.

Краевой угол смачивания (угол θ) образуется векторами сил поверхностного натяжения, направленными по касательной к поверхностям раздела «твердое тело-жидкость» и «жидкость-воздух». При полном смачивании $\theta=0^\circ$, а при полном несмачивании $\theta=180^\circ$. Значение угла θ вычислялось по формуле

$$\sin(\theta/2) = \frac{l_1 * h_1 * k^2}{(l_1/2)^2 * k^4 + h_1^2},$$