

5. Semlitsch M., Willert H.G., Doerre E.: Neue Werkstoffpaarung Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-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.

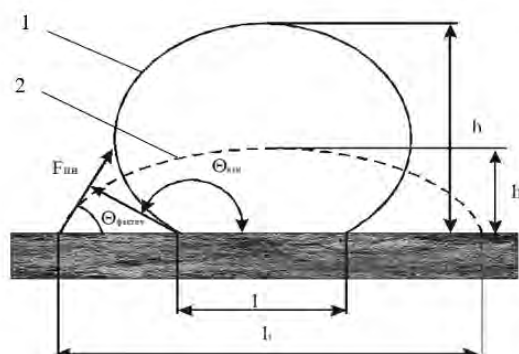


Рисунок 1. – Геометрические параметры свободно лежащей капли

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  $\theta$ ) 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  $\theta$  вычислялось по формуле

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

где  $k = \frac{Ra}{Ra_{(исх)}}$ ,  $Ra$  – параметр шероховатости

обработанной поверхности,  $Ra_{(исх)}$  – параметр шероховатости полированной (исходной) поверхности.

Измерение краевого угла смачивания проводилось в следующей последовательности. Плоский образец устанавливался на горизонтально расположенную плоскость испытуемой (обработанной) поверхностью вверх, которая предварительно была очищена, обезжирена и высушена. В качестве биологической жидкости использовалась плазма крови человека, которая с помощью шприца наносилась на поверхность образца в виде равноразмерных капель (рисунок 2).



а)



б)

Рисунок 2. – Фотография профиля капли плазмы крови человека на полированной (а) и исследуемой (б) поверхности образца

Затем с использованием цифрового фотоаппарата производилась съемка увеличенного с помощью катетометра КМ-6, профиля полученной на поверхности образца капли и с помощью программных средств (КОМПАС v.15.1) осуществлялось измерение параметров, необходимых для вычисления краевого угла смачивания (краевой угол смачивания, высота и длина лежащей капли).

Чем оно меньше, тем выше степень смачиваемости поверхности при данных параметрах ее шероховатости. В ходе проведения этих исследований определялось значение  $\theta_{расч.}$  при расположении свободно лежащей капли плазмы крови человека на поверхности образцов, имеющих различные параметры шероховатости, полученные в результате ее ЭЭО при различных значениях энергии электрического разряда с использованием дистиллированной воды. Перед нанесением капли плазмы крови человека на поверхность образца она тщательно очищалась и высушивалась. Результаты проведенных экспериментальных исследований представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Величина расчетного краевого угла смачивания  $\theta_{расч.}$  плазмой крови человека поверхности образцов с различными параметрами ее шероховатости

Материал образца	Величина $\theta_{расч.}^0$ при различных значениях параметров $Ra$ , мкм и $Sm$ , мкм шероховатости поверхности образцов					
	$Ra=1$ $Sm=6,4$	$Ra=6$ $Sm=170$	$Ra=7,5$ $Sm=226$	$Ra=9$ $Sm=380$	$Ra=10$ $Sm=456$	$Ra=11$ $Sm=480$
сплав ВТ1-0	57,8	17,9	12,8	8,5	7,2	7,1

В таблице в первой графе приведены значения  $Ra$  и  $Sm$ , соответствующие исходному состоянию поверхности образцов, т.е. после токарной обработки. Во всех остальных графах значения параметров  $Ra$  и  $Sm$  получены после ЭЭО поверхности образцов при различных значениях  $U$ .

Исходя из анализа приведенных экспериментальных данных, следует отметить следующее. Параметры шероховатости поверхности образцов существенным образом влияют на значение угла  $\theta_{расч.}$ , т.е. на ее смачиваемость плазмой крови человека. Наименьшей смачиваемостью характеризуется поверхность образцов в ее исходном состоянии. Так для титанового образца ( $Ra = 1,28$  мкм и  $Sm = 6,4$  мкм) величина  $\theta_{расч.}$  составила  $57,8^0$ . По мере увеличения параметров  $Ra$  и  $Sm$  шероховатости поверхности образцов от указанных значений, величина угла  $\theta_{расч.}$  вначале (при  $Ra$  в пределах от 5,6 до 5,9 мкм и  $Sm = 170-176$  мкм) резко снижается. Затем, с увеличением параметров  $Ra$  и  $Sm$ , темп этого снижения падает и при  $Ra \geq 10,2$  мкм и  $Sm \geq 410$  мкм для титанового образца величина  $\theta_{расч.}$  принимает постоянную величину, равную  $7^0$ .

Исходя из этого, можно констатировать, что наибольшей смачиваемостью плазмой крови человека характеризуется поверхность титанового образца ( $\theta_{расч.} = 7^0$ ) при  $Ra = 11,6$  мкм и  $Sm = 490$  мкм.

Таким образом, применение ЭЭО с целью модифицирования поверхности образцов металлических имплантатов позволяет, за счет использования соответствующего значения энергии электрического разряда и условий его протекания, обеспечить на ней параметры шероховатости, при которых она характеризуется наибольшей смачиваемостью плазмой крови человека.

1. Киселев М.Г., П.О. Корзун, Т.П. Павич. Определение вида микрорельефа обработанной поверхности, обеспечивающего ее наибольшую площадь и объем при контактировании с жидкостью. «Вестник ГГТУ

- им. П.О. Сухого» №4. – Гомель. – 2009, с. 40-52.
- Кузнецов В.П., Дмитриева О.В. Моделирование и исследование формирования плосковершинного микрорельефа поверхностей трения со смазочными микрокарманами при многоцелевой обработке деталей. «Известия Томского политехнического университета» №2. – Томск. – 2011.
  - Морозенко Б.Н., Проволоцкий А.Е., Андреев Б.И., Пасько Л.П. Определение маслостойкости поверхностей трения. «Вестник машиностроения», 1974, №2, с.48-49.
  - Радионенко А.В. Способ определения маслостойкости поверхности трения. Патент SU 985549. Оpubл. 30.12.1982.
  - Варгафтик Н.Б. Справочник по теплофизическим свойствам газов и жидкостей / Н.Б. Варгафтик // М.: Наука. – 1972. – 702с.
  - Theisen W, Schuermann A. Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. Mater Sci Eng A. 2004;378:200–204.
  - 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.
  - 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.
  - 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.
  - Lin YC, Yan BH, Chang YS. Machining characteristics of titanium alloy (Ti–6Al–4V) using a combination process of EDM with USM. J Mater Process Technol. 2000;104:171–177.

УДК 533.9.08; 539.216

## УПРАВЛЯЕМОЕ РЕАКТИВНОЕ МАГНЕТРОННОЕ НАНЕСЕНИЕ TiAlN ПОКРЫТИЙ

Климович И.М., Бурмаков А.П., Зайков В.А., Кулешов В.Н., Романов И.А.

*Белорусский государственный университет  
Минск, Республика Беларусь*

### Введение

Основной проблемой реактивного магнетронного распыления является неустойчивость параметров разряда в «переходных» режимах горения. В таких режимах часть поверхности катода магнетрона покрыта соединением металла и реактивного газа, а часть поверхности остается металлической. Переходные режимы представляют значительный интерес для получения покрытий с заданной стехиометрией состава и получения высокой скорости их роста [1]. Для поддержания процесса распыления в «переходном» режиме необходимо обеспечить обратную связь между параметрами плазмы магнетронного разряда и расходом реактивного газа путем управления расходом реактивного газа в реальном времени. Такое управление может базироваться на оптической эмиссионной спектроскопии [2]. Алгоритмы оптического управления сводятся к выводу магнетронного разряда на требуемый химический состав плазмы и его поддержанию путем управления расходом реактивного газа по сигналам, получаемым из оптического излучения плазмы разряда.

Алгоритмы оптического управления можно условно разделить на одно- и двухканальные по числу контрольных элементов спектра из обла-

сти катода магнетронного распылителя. Одноканальный алгоритм сводится к поддержанию на заданном уровне интенсивности одного контрольного элемента спектра, используя обратную связь с расходом реактивного газа. В качестве контрольного элемента может быть взята как спектральная линия материала катода (алгоритм 1), так и молекулярная полоса реактивного газа (алгоритм 2). Двухканальный алгоритм сводится к одновременной регистрации интенсивности двух контрольных элементов. В качестве контрольных элементов можно использовать спектральные элементы материала катода и реактивного газа. Управляющий расходом реактивного газа сигнал формируется таким образом, что отношение интенсивностей элемента реактивного газа к элементу материала катода (алгоритм 3) поддерживается на заданном постоянном уровне. Рассмотрим представленные алгоритмы на примере нанесения TiN и TiAlN покрытий.

На рис. 1 представлены результаты исследования влияния низкочастотной нестабильности мощности магнетронного разряда на состав осаждаемого потока для различных алгоритмов оптического управления расходом азота. Кривые нормированы к единице для плотности мощности  $33,5 \text{ Вт/см}^2$ , соответствующей покрытию