ние стекловидной фазы совместно с другими компонентами шихты (например, оксидом железа).

На некоторых участках покрытий фиксируются четкие формы кристаллической составляющей, что, по нашему мнению, может быть идентифицировано как тридимит – полиморфной разновидности кварца с достаточным характерным габитусом кристалла. Наличие такой составляющей положительно влияет на термомеханические характеристики покрытий – улучшается механическая прочность, огнеупорность и температура начала деформации под нагрузкой. Размер кристаллов составляет 25–40 мкм.

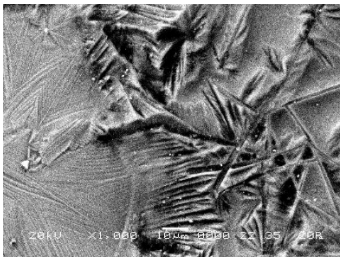


Рисунок 3 – Результаты электронной микроскопии оптимального образца, обожженного при температуре 1150 °С

Образцы оптимального состава, полученные по указанной технологии и обожженные при температуре 1150 °С, характеризовались следующим набором свойств: водопоглощение – 16,0 %; открытая пористость – 21,0 %; кажущаяся плотность – 1348 кг/м$^3$; твердость по шкале Мооса 8, теплопроводность (Т = 200 °С) находится в интервале 0,400-0,548 Вт/м·К. Анализ данных рентгенофазового исследования большинства образцов составов свидетельствует о том, что основными кристаллическими фазами покрытий являются α-кварц (или его разновидности), корунд, гематит, а также целый ряд твердых растворов криптокристаллической структуры (алюмосиликаты кальция и натрия) по своему химическому составу близкому к плагиоклазу.

**Литература**

1. Мержанов, А.Г. Самораспространяющийся высокотемпературный синтез / А.Г. Мержанов. – Москва: Химия, 1983. – 144 с.

2. Петюшик, Е.Е. Самораспространяющийся высокотемпературный синтез / Е.Е. Петюшин, В.Е. Романенков, С.М. Ушеренко. – Минск : МИПК при БГПА, 2000. – 66 с.

*УДК 621*

## МЕТОДИКА И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОЧНОСТИ СОЕДИНЕНИЯ ПОВЕРХНОСТИ ОБРАЗЦОВ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ИМИТАТОРОМ КОСТНОЙ ТКАНИ

**Потапенко Е.А., Монич С.Г.**

*Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь*

В настоящее время для испытания образцов имплантатов используется методика по определению усилия сдвига на испытательной машине согласно ГОСТ Р 52641-2006. При этом для соединения исследуемых поверхностей между собой используется костный цемент либо эпоксидный клей [1].

Согласно этой методике определяется только касательное напряжение (напряжение сдвига), а напряжение на отрыв не измеряется, что снижает информативность проводимых испытаний [1].

Для получения экспериментальных данных, отражающих влияние именно состояние поверхности образца на прочность ее соединения с имитатором костной ткани с использованием фиксирующего материала необходимо, чтобы прочность соединения последнего с поверхностью имитатора костной ткани была выше, чем прочность соединения фиксирующего материала с испытуемой поверхностью образца [2–4]. С учетом этого, в качестве материала костной ткани предложено использовать пемзу. Необходимая в процессе проведения испытаний прочность самой пемзы на сдвиг и на растяжение при отрыве обеспечивается конструкцией созданного имитатора костной ткани (рисунок 1).

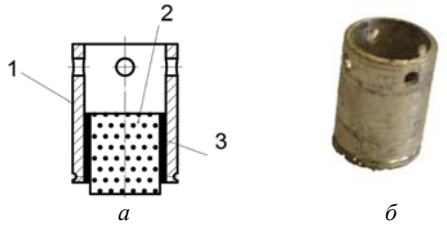


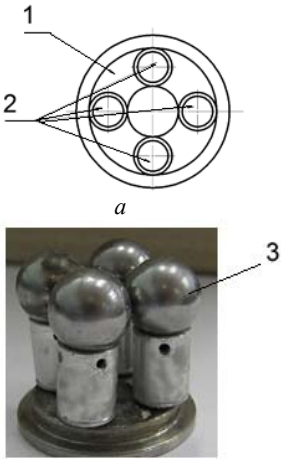

Рисунок 1 – Конструктивное исполнение (*а*) и фотография (*б*) имитатора костной ткани

Он состоит из стальной цилиндрической трубки (оправки) 1, внутри которой с гарантированным зазором установлен цилиндр 2 из пемзы диаметром 7 мм с размером пор 0,12 мм. С помощью эпоксидной смолы 3 он приклеивается к внутренней поверхности оправки с таким расчетом, чтобы торец пемзы выступал из трубки на 2–2,5 мм.

Этот припуск необходим для окончательной обработки торцевой поверхности пемзы, в результате которой этот размер уменьшается до 1–1,5 мм.

После подготовки образцов осуществляется процедура формирования соединения их поверхностей с использованием того или иного фиксирующего материала. Причем на модифицированной поверхности каждого образца имплантата одновременно получается четыре симметрично расположенных соединения (рисунок 2*а*), что повышает информативность и достоверность предложенной методики оценки их прочностных характеристик.

Данная процедура включала в себя последовательное выполнение следующих действий. На горизонтально расположенную поверхность пемзы равномерным слоем наносился фиксирующий материал. Затем она в соответствующем месте устанавливалась на предварительно обезжиренную и горизонтально расположенную поверхность образца имплантата. После фиксирования на ней всех четырех образцов пемзы, последние с помощью стальных шариков диаметром 12 мм, установленных в цилиндрические отверстия оправок имитаторов костной ткани, с постоянным усилием (0,56 Н) прижимались к поверхности образца имплантата (рисунок 2*б*).




*а*

*б*

1 – образец титанового имплантата; 2 – образцы имитатора костной ткани; 3 – стальные шарики, установленные в отверстия оправок.
Рисунок 2 – Схема расположения соединений, получаемых на металлической поверхности образца имплантата (*а*) и фотография общего вида собранной конструкции (*б*)

Излишки связующего материала, вытесненные из зоны соединения, аккуратно удалялись вручную. По истечении времени, необходимого для затвердевания связующего материала, прижимные грузы (шарики) снимались, после чего полученные соединения подвергались испытаниям на сдвиг и на разрыв.

Для их проведения была создана специальная установка, позволяющая проводить испытания полученных соединений как на сдвиг, так и на отрыв.

Принципиальная схема установки представлена на рисунке 3.

Она состоит из электродвигателя 1, передающего крутящий момент через муфту 8 и червячный редуктор 9 на передачу «винт-гайка» 5. Причем в конструкции предусмотрена два винта, один из которых нагружает испытуемый образец 7, а второй предназначен для измерения разрывного усилия, для чего в конструкции используется энкодер 2. Измерительное усилие снимается с тензодатчика силы 6, который связан с одной стороны с образцом, а с другой стороны – с механизмом нагружения.

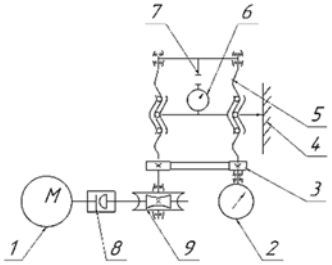



Рисунок 3 – Принципиальная схема установки для проведения испытаний на отрыв и на сдвиг соединения образцов титановых имплантатов с имитатором костной ткани

В процессе перемещения подвижной направляющей вверх (рабочий ход), происходит плавное нагружение испытуемого соединения вплоть до его разрушения, а соответствующее этому моменту значение нагрузки фиксируется по показаниям динамометра. После этого, изменяется направление вращения вала электродвигателя на противоположное и направляющая механизма нагружения перемещается вниз (холостой ход) до своего начального положения. Затем испытуемый образец переустанавливается на основании установки таким образом, чтобы провести испытания следующего из четырех сформированных на его поверхности соединений. За окончательное значение прочности исследуемого соединения (на сдвиг или отрыв) принимается среднее арифметическое четырех значений разрушающей нагрузки, полученных при испытаниях одного образца металлического имплантата, т. е. при неизменных параметрах шероховатости его поверхности.

Из сравнительного анализа полученных экспериментальных данных следует, что соединение образца костной ткани с образцом металлического образца посредством стоматологического цемента «Уницем» обеспечивает его наибольшую прочность (величина усилия на сдвиг составляет 15,3 Н при Ra = 5,7 мкм, а величина усилия на отрыв – 13,3 Н при Ra = 5,7 мкм), менее прочное соединение обеспечивает гипс (величина усилия на сдвиг составляет 13,1 Н при Ra = 5,7 мкм, а величина усилия на отрыв – 10,3 Н при Ra = 5,7 мкм) и наименьшее – плазма крови человека (величина усилия на сдвиг составляет 3, Н при Ra = 5,7 мкм, а величина усилия на отрыв – 2,8 Н при Ra = 5,7 мкм).

**Литература**

1. ГОСТ Р 52641-2006. Имплантаты для хирургии. Стандартный метод испытаний для проверки на сдвиг фосфатно-кальциевых и металлических покрытий. – М. : «СтандартИнформ», 2007. – 15 с.

2. Киселев М.Г., Дроздов А.В., Борисов В.А. Влияние электроконтактной обработки с ультразвуком на параметры поверхностей титановых имплантов. Материалы VI международной научно-технической конференции «Современные методы и технологии создания и обработки материалов». – Мн. : 2011. – С. 129–136.

3. 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.

4. 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. : «Бел. навука», 2012. – 244 с.

*УДК 621.762*

## МЕТАЛЛУРГИЧЕСКИЕ АДДИТИВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И ПРОМЫШЛЕННОЕ ПРОИЗВОДСТВО: НАСТОЯШЕЕ И БУДУЩЕЕ

**Савич В.В.**

*Институт порошковой металлургии НАН Беларуси, Минск, Республика Беларусь*

Металлургические аддитивные технологии (далее – АТ) создали уникальные возможности для рационального конструирования из титановых, жаростойких и алюминиевых сплавов, легированных сталей, полиметаллов деталей машин и приборов сложной формы, содержащих замкнутые внутренние полости, облегчающих конструкцию без ущерба ее прочности, каналы охлаждения или коммуникаций гидро- и пневмосистем [1]. До недавнего времени считалось, что область АТ – индивидуальное и мелкосерийное производство, что связано с известными недостатками АТ: высокие требования к узкому грансоставу исходных порошков и к их сферичности [2]; для тонкостенных изделий необходимо выстраивать поддержки, которые затем надо удалять; необходимо в любом случае отделять построенную деталь от технологического поддона; габариты изделий ограничены размерами рабочей зоны используемой установки (на сегодняшний день для подавляющего большинства не более 500-800 мм), поскольку построение ведется в атмосфере аргона либо вакуума; для приемлемой механической прочности, в первую очередь – усталостной, полученные АТ детали необходимо подвергать дополнительной обработке температурой и давлением – ГИП (горячему изостатическому прессованию); низкая скорость построения (как правило, часы, десятки и даже сотни часов для относительно крупных деталей). В то же время недавно отпразднованный дочерним предприятием корпорации General Electric – компанией GE Additive company 10-летний юбилей производства ацетабулярного компонента Delta-TT Cup (рис. 1) тотального эндопротеза тазобедренного сустава [3] в суммарном количестве 100 000 штук приводит к мысли о том, что правильная организация даже при не очень новом оборудовании АТ позволяет успешно решать масштабные задачи.

Рисунок 1 – Ацетабулярный компонент Delta-TT Cup

Целью данной работы является анализ тенденций в совершенствовании материалов и методов АТ, направленных на повышение производительности и снижение себестоимости – главных задач любого производства.

Компания Matsuura Machinery предлагает гибридную технологию – сочетание SLM-технологии и механообработки [4]. В рабочей камере машины LUMEX Avance-25 ведется послойное построение детали, как и в других АТ машинах. Через каждые 10 слоев производится чистовое фрезерование выращенной части детали (шпиндель 43000 мин$^{-1}$). Другой тип АТ – прямого наплавления порошка в сочетании с механической обработкой в одном цикле реализует на машине MU-8000V Laser EX компания Okuma [5]. Обе комбинированные технологи позволяют решить две проблемы АТ: повышение производительности с учетом постобработки и повышение размерной точности посадочных поверхностей. Кроме того, расширяются и технологические возможности.

Перспективным методом повышения производительности АТ становится технология Binder Jet Metal Additive Manufacturing [6]. Чем-то эта технология напоминает MIM: и там, и там полимерное связующее удерживает частицы металла в формовке и удаляется перед или в процессе спе-