

(рисунок 2, с), и связан между собой сопротивлениями растекания r_i . Точка 0 находится на поверхности, точка 0* – под точкой 0, на границе раздела слоев, формирующих $p-n$ переход. Ввиду эквипотенциальности равноудаленных от зонда узлов, т. е. узлов, имеющих одинаковые индексы, двумерная эквивалентная схема (рисунок 2) может быть преобразована в одномерную схему (рисунок 3).

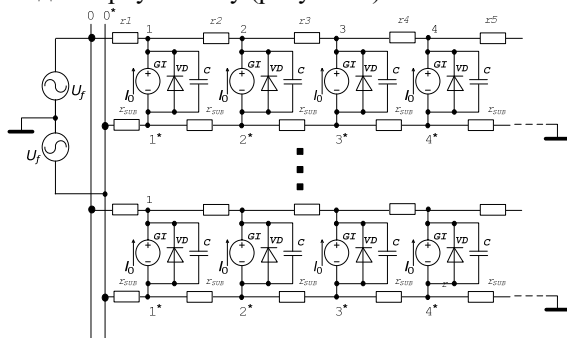


Рисунок 3 – Одномерная эквивалентная схема полупроводникового слоя при контроле точечным зондом

Модель метода измерения совместно с эквивалентными схемами и способами формирования измерительных сигналов образует и ряд выражений, определяющих соотношения между параметрами структуры и измерительного сигнала конденсаторной ячейки чувствительного элемента

$$V = Ae^{-kx},$$

где k – комплексная функция, определяющая фазовый сдвиг измерительных сигналов и зависящая от параметров эквивалентной схемы измерительной ячейки:

$$\varphi = \arctg \frac{\omega C_S}{G}.$$

Измеряемые бесконтактным способом изменения поверхностного потенциала

$$\frac{V_2}{V_1} = f(R, C, G, r_1, r_2, F).$$

Таким образом, определив в представленном методе параметры фото-ЭДС (амплитуда и фазовый сдвиг) на различном удалении от места освещения структуры (точка 0 на эквивалентной схеме), можно бесконтактным способом опре-

делить такие параметры структуры как удельное сопротивление приповерхностного слоя, ток утечки $p-n$ перехода, емкость $p-n$ перехода.

В полупроводниках различают пять основных типов оптического поглощения, из которых наиболее существенными, в данном случае, являются два механизма: собственное поглощение и поглощение на свободных носителях. Параметры оптического излучения выбирают в зависимости от свойств материала полупроводниковых слоев и глубины залегания границы $p-n$ перехода, формируемого при эпитаксии, диффузии или ионном легировании.

Каждое из измерений пространственно локализовано, и, повторив их для нескольких точек, при перемещении оптико-электронного зонда над поверхностью пластины кремния (сканировании) можно сформировать карту пространственного распределения измеряемых параметров.

Таким образом, данная модификация метода сопротивления растекания фото-ЭДС барьерной структуры при локальном фото-возбуждении неравновесных носителей заряда излучением из области собственного поглощения может использоваться для бесконтактного измерения удельного сопротивления барьерного слоя.

Литература

1. Горлов, М.И. Технологические отбраковочные и диагностические испытания полупроводниковых изделий / М.И. Горлов, В.А. Емельянов, Д.Л. Ануфриев. – Мн. : Бел. наука, 2006. – 367 с.
2. Турцевич, А.С. Формирование из газовой фазы функциональных слоев интегральных микросхем / А.С. Турцевич, В.А. Емельянов. – Минск : Интегралполиграф, 2007. – 224 с.
3. Жарин, А.Л. Методы зондовой электротометрии для разработки и исследования свойств перспективных материалов Перспективные материалы и технологии: монография в 2 т. / А.Л. Жарин, К.В. Пантелеев, А.К. Тявловский. – Витебск : Изд-во ВГТУ, 2015. – Т. 1. – 398 с.

УДК 620.179.14/15

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЧНОСТИ ВИНТОВОГО СОЕДИНЕНИЯ В СИСТЕМЕ «ДЕНТАЛЬНЫЙ ИМПЛАНТАТ-АБАТМЕНТ» ПРИ ЦИКЛИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ Бусько В.Н.¹, Рубникович С.П.², Прялкин С.В.²

¹ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси», Минск, Республика Беларусь

²ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования», Минск, Республика Беларусь

Дентальные внутрикостные имплантаты, применяемые в стоматологии, по конструкции разделяются на две большие группы: неразборные (моноконтные, однокомпонентные) и разборные (двухкомпонентные). Наиболее широко в практи-

ческой стоматологии применяются двухкомпонентные системы дентальных имплантатов. Разборные дентальные имплантаты имеют в своем составе внутрикостную часть (дентальный имплантат) и наконечную представленную абатмен-

тами различных модификаций. У неразборных дентальных имплантатов внутрикостная часть и абатмент соединены монолитно. Соединение разборного дентального имплантата и абатмента бывает двух типов – плоскостное (цилиндрическое) и коническое [1]. Как в цилиндрическом типе соединения, так и в коническом абатмент к дентальному имплантату фиксируется при помощи винта. В данном типе соединения винт зажимается с заданным усилием порядка 20–40 Н/см под контролем динамометрического ключа. При функционировании ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в полости рта винтовое соединение дентального имплантата и абатмента ослабляется. Исторически ранее появилось плоскостное (цилиндрическое) соединение, представленное наружным и внутренним шестигранником. Коническое соединение было разработано несколько позднее и является более современным соединением, нежели цилиндрическое.

Цель работы – разработка и изготовление специального устройства для исследования прочности винтового соединения системы «дентальный имплантат – абатмент» при циклических нагрузках, имитирующих функциональные нагрузки в полости рта.

Наибольший интерес для исследования представляют силовые нагрузки, которые направлены под углом к длинной оси дентального имплантата, как при боковых движениях нижней челюсти во время жевания.

При выполнении работы решался ряд технических задач [2]. Необходимо было, чтобы нагружение ортопедической конструкции осуществлялось под углом α в диапазоне от $22,5^\circ$ до 45° относительно направления нагрузки, а для повышения достоверности полученных данных и создания равенства условий для образцов необходимо проводить механические испытания одновременно для нескольких образцов.

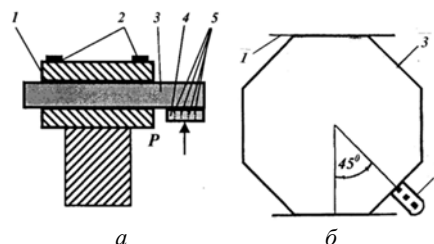
Для обеспечения указанных требований и условий испытания системы «дентальный имплантат – абатмент» на прочность винтового соединения были разработаны и изготовлены специальные носители, с укрепленными в них дентальными имплантатами в количестве 4-х штук. К дентальным имплантатам фиксировались абатменты посредством винтового соединения. На абатменты были изготовлены ортопедические конструкции из стали овальной формы для циклического нагружения подшипником качения.

Для соблюдения необходимого угла воздействия нагрузки на носитель с имплантатами был изготовлен носитель в виде восьми- и шестнадцатигранника. Нагружения проводили под углом $\alpha_1 = 45^\circ$ и $\alpha_2 = 22,5^\circ$ к создаваемому усилию соответственно. При изменении количества циклов нагружения N с помощью динамометрического ключа измерялся момент зажатия

фиксирующих винтов абатментов ортопедической конструкции. Изменение степени зажатия винтов абатментов свидетельствует об ослаблении прочности винтового соединения «дентальный имплантат – абатмент».

Пример конструкции носителя в форме восьмигранника и ортопедической конструкции овальной формы, а также направление действия нагрузки P на носитель представлены в двух проекциях на рис. 1, а и б. На рис. 2 – внешний вид носителя и ортопедической конструкции. Носитель в виде восьмигранника изготовлен из стали длиной 120 мм и высотой каждой грани 30 мм, на одной из граней которого формировались ложа для фиксации дентальных имплантатов на которые впоследствии устанавливалась ортопедическая конструкция размером 25x10x12 мм из кобальт-хромовой стали. Форма поверхности обоймы с образцами, на которую воздействует под углом нагрузка P , имеет вид овала.

Дентальные имплантаты размером 3,75*11,5 и 4,2*11,5 фиксировались в носителе в специально сформированном ложе посредством композиционного фиксирующего материала химического отверждения.



1 – узел защемления, 2 – болты крепления, 3 – носитель, 4, 5 – ортопедическая конструкция овальной формы, P – направление действия нагрузки (силовозбудитель); а – схема крепления носителя и ортопедической конструкции; б – восьмигранный носитель и ортопедическая конструкция

Рисунок 1 – Фиксатор и обойма с образцами в узле защемления установки для исследования усталостной прочности



Рисунок 2 – Внешний вид носителя в виде восьмигранника и установленной ортопедической конструкции

На зафиксированные дентальные имплантаты подбирались абатменты с высотой шейки 1 мм и изготавливалась ортопедическая конструкция из кобальт-хромовой стали овальной формы. Усилие зажатия фиксирующих винтов

контролировалось с помощью динамометрического ключа типа МТ-R1040 (в Н/см) с точно заданным крутящим моментом затяжки M . Исследование прочности соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» проводили на малогабаритной лабораторной установке [3], разработанной и изготовленной в ИПФ НАН Беларуси и предназначенной для механических испытаний плоских образцов из ферромагнитных материалов. Принцип работы установки основан на циклическом нагружении свободного конца консольно-защемленного образца специальным силовым элементом в виде подшипника качения. Для исследования прочности винтового соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» усталости узел заземления установки был усовершенствован.

В результате нагружения силовозбудителем незащемленного конца носителя 3 и ортопедической конструкции 4 при постоянной амплитуде напряжений σ , равной ориентировочно 120 МПа, с ростом N происходит накопление усталостной повреждаемости, приводящее к снижению прочностных характеристик в системе «дентальный имплантат-абатмент» и ослаблению крепления абатментов ортопедической конструкции 4. Выбранное значение создаваемых напряжений в системе «дентальный имплантат-абатмент» рассчитывалось по прогибу конца фиксатора, измеренного с помощью индикатора перемещения часового типа или с помощью электронного штангенциркуля. Характеризующий момент M затяжки фиксирующих винтов абатментов, или усилие, а также количество циклов нагружения N , являются количественными мерами ослабления винтовой фиксации в системе «дентальный имплантат-абатмент» имеющейся ортопедической конструкции 4.

Испытания показали работоспособность и эффективность предложенного устройства и методики исследования прочности винтового соединения системы «дентальный имплантат-абатмент» на усталость при изменении ориентации и угла направления нагрузки, степени затягивания фиксирующих винтов абатментов и количества циклов нагружения.

Выводы:

– реализована методика проведения усталостных испытаний винтовых соединений в системе «дентальный имплантат-абатмент», позволяющая моделировать реальные условия функционирования ортопедической конструкции в полости рта;

– изготовлены специальные носители в виде восьми- и шестнадцатигранника с ортопедическими конструкциями установленными в них под углом $22,5^\circ$ и 45° относительно направления действия приложенной нагрузки к ним;

– предварительные испытания устройства показали работоспособность и эффективность при исследовании прочности винтового соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» в зависимости от направления угла действия нагрузки на ортопедические конструкции.

Литература

1. Рубникович, С.П., Прялкин, С.В. Использование мезоструктур при изготовлении зубных протезов с опорой на дентальные имплантаты: *Стоматолог*, Минск, 2016. – №2 (21). – С.62–63.
2. Лахтин, Ю.М., Леонтьева, Н.М. Материаловедение Учебн. для ВУЗов. М.: Машиностроение, 1990. – 528 с.
3. Бусько, В.Н. Лабораторная установка для исследования усталостной повреждаемости плоских ферромагнитных образцов // *Приборы и техника эксперимента*, 2011. – № 1. – С. 165–167.

УДК 535-3, 535.314

ФОРМИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЛИНЗЫ КУМАХОВА Дудчик Ю.И., Хилько Г.И., Кучинский П.В., Новик А.Н.

*Научно-исследовательское учреждение «Институт прикладных физических проблем им. А.Н. Севченко»
Белорусского государственного университета, Минск, Республика Беларусь*

В некоторых из устройств рентгеновской техники возникает необходимость направить рентгеновский пучок на объект, который удален на относительно большое расстояние от источника излучения. Как правило, для этих целей используется коллиматор, что, однако, приводит к потере интенсивности пучка. Если требуется получить пучок микронных размеров, то для формирования пучка можно использовать многоэлементные преломляющие рентгеновские линзы [1]. Для рентгеновских пучков диаметром в сотни микрометров указанные линзы не эффективны, поскольку их апертура не превышает значение порядка

100 мкм, например, для фотонов с энергией 8 кэВ. Для этих целей перспективно использовать поликапиллярные линзы Кумахова [2]. Линзы Кумахова состоят из большого числа изогнутых специальным образом стеклянных микрокапилляров, по которым рентгеновские лучи распространяются в режиме полного внешнего отражения – как в оптических волноводах. Указанные линзы имеют апертуры в несколько миллиметров и позволяют сфокусировать рентгеновские лучи в пятно размеров в 50–500 мкм на расстоянии в 20–80 см от источника излучения.