

честве, которое может быть определено методом ИК-спектроскопии. Это свидетельствует о высокой плотности пленок.

Качество диэлектрических плёнок во многом определяется адгезией его к подложке. Это имеет особое значение при использовании двухуровневых систем металлизации. В этом случае необходимо обеспечить также адгезию диэлектрических плёнок к металлу первого уровня.

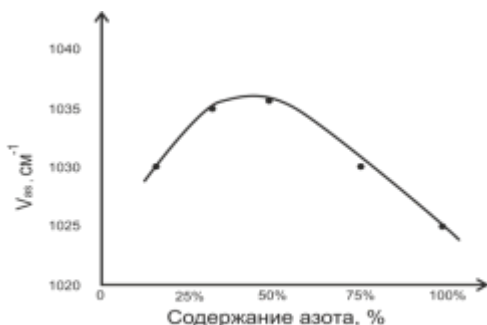


Рисунок 4 – Зависимость положения максимума полосы поглощения от процентного содержания азота

Метод ионно-лучевого распыления, как правило, обеспечивает отличную адгезию из-за более высокой энергии осаждаемых частиц по УДК 621.382.002

### ВЛИЯНИЕ СКОРОСТИ НАНЕСЕНИЯ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОКРЫТИЙ ИЗ ДИОКСИДА КРЕМНИЯ, ПОЛУЧЕННЫХ ОСАЖДЕНИЕМ ИЗ ИОННЫХ ПУЧКОВ

Телеш Е.В., Титова В.М.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Минск, Республика Беларусь

Новый метод нанесения тонких пленок посредством генерации потока ионов пленкообразующих газов из пучкового фокуса является перспективным для различных покрытий [1]. Его суть заключается в том, при определенных условиях в ионном источнике на основе ускорителя с анодным слоем имеет место формирование зоны вторичного разряда. Зона этого разряда имеет форму слаборасходящегося пучка ионов [2].

Экспериментальные исследования проводили на модернизированной установке вакуумного напыления ВУ-1А. Внешний вид подколпачного устройства представлен на рисунке 1, а полученный ионный пучок на рисунке 2.

Проведено исследование влияния скорости нанесения  $V_n$  на структурно-фазовые, электрофизические и оптические характеристики покрытий из диоксида кремния, полученных осаждением из вторичного ионного пучка. В качестве рабочих газов использовались, смесь 5%SiH<sub>4</sub>+95%Ar и кислород. Покрытия наноси-

сравнению с термическим испарением, пиролизом и другими методами. Установлено, что диэлектрические плёнки, сформированные ионно-лучевым распылением, обладают адгезией, которая в 2–4 раза выше, чем у плёнок, полученных низкотемпературным окислением и электронно-лучевым испарением, т.е. подтверждается положение об энергетической зависимости величины адгезии. Об этом свидетельствуют также и зависимость адгезии покрытий, полученных ионно-лучевым распылением, от режимов напыления. Результаты измерений свидетельствуют, что наибольшей адгезией обладали плёнки, сформированные при больших ускоряющих напряжениях и токах компенсатора. Эти условия процесса способствуют увеличению энергии распыленных частиц.

1. Konofaos, N. Electrical characterization of the SiON/Si interface for applications on optical and MOS devices/ N.Konofaos, E/K/Evangelou// Semicond. Sci. Technol.–V.18. –2003.–P.56–59.
2. Pandey, R.K. Growth and characterization of SiON thin films by using thermal CVD machine / R.K.Pandey, L.S.Patil, J.P.Bange, D.R.Patil, A.M.Morajan, D.S.Patil,D.K.Cauntam //Optical materials.–V.25.–2004.–P.1–7

лись на неподвижную подложку. при температуре последней 50°C. Парциальное содержание кислорода составляло  $(2,5-3,2) \cdot 10^{-4}$  мм рт.ст., потенциал диафрагмы – 0.



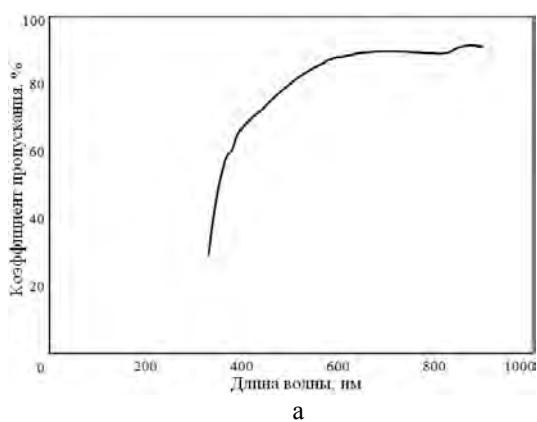
Рисунок 1 – Внешний вид подколпачного устройства установки ВУ-1А

В видимом диапазоне коэффициент пропускания составлял 0,80 – 0,92 и зависел от  $V_n$ . На рисунке 3, а приведен спектр пропускания

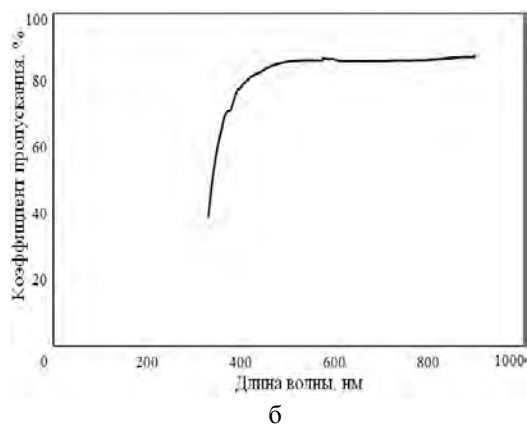
пленки SiO<sub>2</sub>, полученной при V<sub>н</sub>=0,33 нм/с, а на рисунке 3, б – при V<sub>н</sub>=0,45 нм/с. Установлено, что увеличение V<sub>н</sub> способствовало росту пропускания в УФ и видимой области спектра.



Рисунок 2 – Внешний вид ионного пучка



а

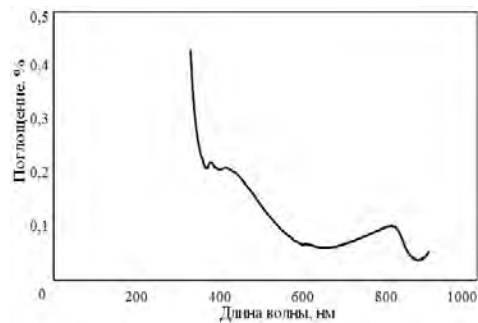


б

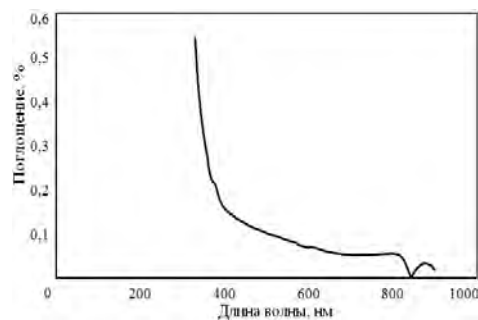
Рисунок 3 – Спектры пропускания пленок SiO<sub>2</sub>, полученных при различных V<sub>н</sub>

Измерение спектров поглощения также показало, что покрытия, полученные при больших скоростях нанесения, обладали и меньшим поглощением (рисунок 4).

В тоже время ИК спектры пленок не претерпевали значительных изменений (рисунок 5).

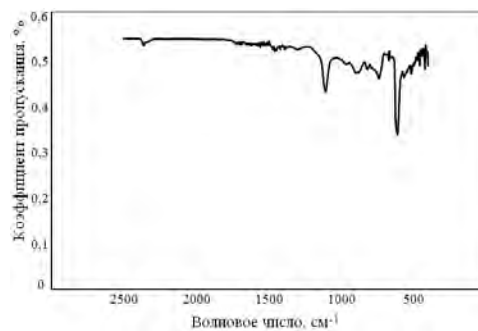


а

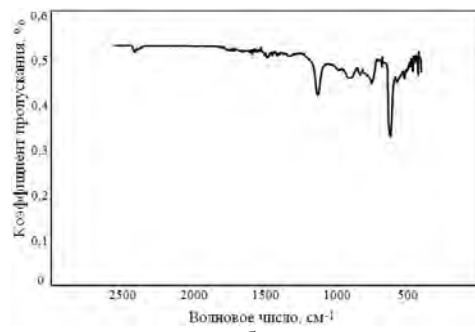


б

Рисунок 4 – Спектры поглощения пленок SiO<sub>2</sub>, полученных при V<sub>н</sub>=0,33 нм/с (а) и при V<sub>н</sub>=0,45 нм/с (б)



а



б

Рисунок 5 – Спектры ИК поглощения пленок SiO<sub>2</sub>, полученных при V<sub>н</sub>=0,33 нм/с (а) и при V<sub>н</sub>=0,45 нм/с (б)

Исследовано влияние с V<sub>н</sub> на ε, tgδ и E<sub>пр</sub>. V<sub>н</sub> изменялась в диапазоне 0,33...0,48 нм/с. Ее изменение осуществлялось путем варьирования

мощности первичного пучка. Результаты измерения электрофизических параметров приведены в таблице 1.

Таблица 1– Результаты измерения электрофизических параметров пленок диоксида кремния

№ обр.	$V_n$ , нм/с	$\varepsilon$	$\text{tg}\delta$	$E_{\text{пр}}$ , В/см
1	0,33	5,1	0,170	$2,1 \cdot 10^5$
2	0,43	5,3	0,420	$3,8 \cdot 10^5$
3	0,48	4,2	0,146	$5,0 \cdot 10^5$

Установлено, что  $V_n$  неоднозначно влияет на диэлектрическую проницаемость. Тангенс угла диэлектрических потерь сначала увеличивался, а затем снижался, а электрическая прочность повышалась с увеличением  $V_n$ .

УДК 681.2

## МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕМОСТАЗА НА ОСНОВЕ ФАЗОВЫХ ПРОФИЛЕЙ

Ушакова А.А., Бондарик В.М.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Минск, Республика Беларусь

**Введение.** Контактруя со всеми органами и тканями, кровь переносит огромное количество веществ и является чрезвычайно тонким зеркалом отражающим влияние различных внешних и внутренних воздействий на организм. Система кровообращения выполняет очень важные и многообразные функции в организме и учитывая большую протяженность крайне уязвима.

Нормальная система гемостаза призвана обеспечивать постоянное балансирование между тромбообразованием и поддержанием крови в жидком состоянии. Возможны три принципиально различных ситуации, когда требуется исследование системы гемостаза:

- подозрение на склонность к кровотечениям по клиническим данным;
- обнаружение отклонений при скрининговых исследованиях;
- развитие острой недостаточности гемостаза у пациентов с острой патологией либо в послеоперационном периоде[1].

**Основная часть.** Современная лабораторная диагностика системы гемостаза основана на понимании общепатологических закономерностей функционирования и выбора адекватных методов их оценки. Эти методы можно разделить на три категории: иммунологические, коагуляционные и амидолитические. Коагуляционные тесты, проводимые в лабораториях, представляют, по сути, попытку повторить *in vitro* процессы, происходящие *in vivo* и основаны на измерении промежутка времени с момента внесения реагента, запускающего каскад свертывания, до момента коагуляции – образова-

Таким образом, повышение скорости приводит к формированию более качественных покрытий.

1. Электрофизические процессы и оборудование в технологии микро- и нанoeлектронике: монография / А.П. Достанко [и др.]; под общей ред. А.П. Достанко, А.М. Русецкого.– Минск: Беспринт.– 2011.– 210 с.
2. Телеш, Е.В. Применение вторичного разряда в ускорителе с анодным слоем для формирования оптических покрытий из диоксида кремния / Е.В.Телеш, А.П.Достанко // Технология обработки оптических элементов и нанесения вакуумных покрытий: тезисы докладов научно-практич. конф., г.Минск, 26–27 сентября 2013 г., ОАО «ММЗ им. В.И.Вавилова»; отв. за выпуск Б.Н.Сеник [и др.].–Минск, 2013.– С.19–20.

ния фибринового сгустка. Определение окончания реакции в разных коагулометрах осуществляется по-разному, но чаще всего применяются следующие методики:

- электромеханические (момент окончания реакции определяется по изменению магнитного поля стального шарика, который приводится в движение образующимися нитями фибрина)
- фотооптические (момент окончания реакции определяется по изменению рассеивания, поглощения или интенсивности пучка проходящего света)
- электрохимические (момент окончания реакции определяется по изменению электрического сопротивления тест-полоски с реактивами).

Однако все выше описанные методы имеют свои недостатки и не всегда удовлетворяют в достаточной мере требованиям к качеству исследований, особенно при исследовании протромбинового времени. В связи, с чем и было предложено исследовать параметры гемостаза с помощью ультразвука, как наиболее универсального средства измерения.

В предложенном ранее методе [2] определения активированного частичного тромбопластинового времени (АЧТВ) и протромбинового времени (ПТВ) в качестве информативного параметра используется амплитуда ультразвукового сигнала.

Основным недостатком этого метода является то, что амплитуда сигнала сильно зависит от качества акустического контакта, которое тяжело обеспечить при небольших размерах исследуемой кюветы. В связи с этим мы предлагаем в качестве