

Проведенные исследования позволили установить, что процесс деформации стента включает следующие основные этапы:

- зона упругой деформации. Характеризуется тем, что в случае снятия давления в баллоне стент возвращается в исходное состояние;
- зона пластической деформации. Характеризуется тем, что стент увеличивается в размерах на 40-60%. При этом происходит последовательное раскрытие сегментов стента при увеличивающемся давлении;
- резервная зона. Характеризуется фиксированным давлением в системе и отсутствием радиальных деформаций стента;
- зона усталостной деформации завершает процесс раскрытия стента до требуемых значений. На данном этапе стент раскрывается без увеличения давления в системе.

В настоящее время в ИПМ организовано производство по выпуску коронарных стентов, а в БелМАПО проводятся медико-биологические и санитарно-гигиенические испытания.

УДК 615.471

## **ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЙ ДАТЧИК ДЛЯ ИЗМЕРИТЕЛЕЙ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ**

**Баранов В.В.<sup>1</sup>, Портнов Л.Я.<sup>2</sup>, Холенков В.Ф.<sup>1</sup>**

*<sup>1</sup>Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники*

*<sup>2</sup>УП «Завод Транзистор»  
Минск, Беларусь*

Большое значение в современных электронных медицинских приборах, изготавливаемых на высоком техническом уровне, приобрели датчики, позволяющие преобразовывать измеряемые физиологические параметры в электрические сигналы. Проведение исследований и внедрение новых разработок при создании приборов диагностики заболеваний необходимо для обеспечения контроля за состоянием здоровья населения республики.

Одним из таких приборов является измеритель артериального давления, который может использоваться как лечащими врачами, так и для контроля в домашних условиях. Требования к таким приборам включают относительную простоту обращения с ними пользователя любого уровня технической грамотности, обеспечение точности и быстроты измерения, доступность цен.

Современные электронные приборы для измерения артериального давления включают в свой состав резонансные пьезокерамические датчики [1], полупроводниковые электронные схемы, датчики давления и т.д. Точность показаний прибора и его стабильность во многом зависят от датчика давления, вырабатывающего электрический сигнал, пропорциональный давлению в компрессионной манжете. В приборах могут использоваться полупроводниковые тензорезистивные датчики давления [2]. Основной частью полупроводникового тензорезистивного датчика давления является чувствительный элемент (ЧЭ) (рис. а), представляющий собой кремниевый кристалл с тонкой мембраной (5), полученной травлением площадки в кристалле (3) с одной (коллекторной) стороны, и со сформированной группой диффузионных тензорезисторов (4), соединяемых в виде мостовой схемы с другой (планарной) стороны. ЧЭ служит для преобразования в электрический сигнал измеряемого давления, под действием которого деформируется кремниевая мембрана с тензорезистивным мостом.

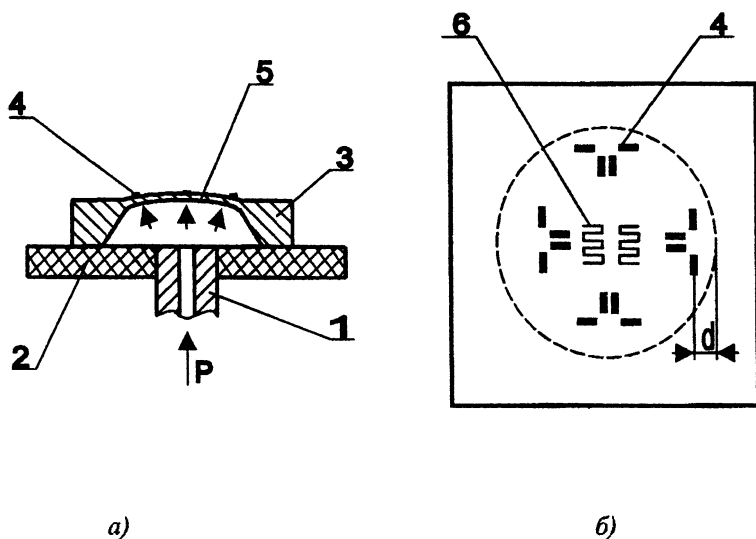


Рис. Схема устройства (а) и типология (б) чувствительного элемента:  
 1 – вход для подачи давления; 2 – основание датчика давления;  
 3 – чувствительный элемент; 4 – тензорезисторы; 5 – мембрана;  
 6 – терморезисторы.

Типовой маршрут изготовления ЧЭ содержит последовательность следующих основных операций:

- двухсторонняя фотолитография для формирования тензорезисторов и микропрофилей в ЧЭ;
- травление пластин для создания мембран ЧЭ;
- формирование тензорезисторов;
- разделение пластин на отдельные кристаллы с ЧЭ;

Контроль толщины мембраны ЧЭ в данной технологии проводится по времени травления и учитывая отклонения толщины кремниевой пластины вдоль диаметра, наличие дефектных областей с повышенной скоростью травления по такой технологии трудно достигнуть воспроизводимости толщины мембран в различных точках пластины. Эти недостатки устранены в разработанной нами технологии [3], где травление мембраны производится после формирования тензорезисторов планарной стороны и разделения пластины на кристаллы. При этом травление и контроль проводится для каждого кристалла ЧЭ отдельно, что позволяет избежать брака и разброса толщин мембран. Конкретно для применяемого процесса разработана специальная оснастка для защиты при травлении планарной стороны ЧЭ и устройство бесконтактного контроля толщины мембраны в процессе травления. Трудоемкость изготовления кристалла в этом случае увеличивается, но исключаются потери за счет сквозного «протравы» кристалла и увеличивается точность получения заданной толщины мембран. На операции двухсторонней фотолитографии за счет погрешностей при совмещении фотошаблонов и разброса толщин пластин создаются условия для отклонения положения тензорезисторов от точек максимальной чувствительности на мембране. Этот недостаток частично устранен за счет использования идентичных групп тензорезистивных мостов, ортогонально расположенных на мембране и смещенных относительно края мембраны на различную величину  $\delta$  (рис. б). При контроле готовых ЧЭ выбирается тензорезистивный мост, расположенный в зоне с наибольшей деформацией мембраны и соответственно имеющий наибольшую чувствительность. Проведение работ по апробации разработанной технологии позволило значительно увеличить точность изготавливаемых датчиков и исключить брак.

### Литература

1. Разработка резонансных пьезокерамических датчиков для съема биометрических данных. В.В.Владимиров, И.Н.Воженин, В.Ф.Конопкин и др. «Электронная промышленность», 1982, N8, с. 8–10
2. Бейлина Р.А., Грозберг Ю.Г., Довгяло Д.А. Микроэлектронные датчики // Новонолоцк, ПГУ – 1002 г., с 70–76

3. Особенности технологии кремниевых мембран датчиков давления. В.В. Баранов, К.Н. Матусевич, В.Ф. Холенков. «Современные проблемы проектирования и производства радиоэлектронных средств». Новополоцк, 2002 г., с. 166–168.

УДК 621.762.5

## **ПОРИСТЫЙ ДЕНТАЛЬНЫЙ ИМПЛАНТАТ КОРНЕВИДНОЙ ФОРМЫ**

**Белявин К.Е., Минько Д.В., Чудаков О.П., Федченко И.Ю.**

*Институт порошковой металлургии,*

*Белорусский государственный медицинский университет*

*Минск, Беларусь*

При осуществлении внутрикостной дентальной имплантации существенные трудности для хирурга представляет атрофия костной ткани альвеолярных отростков челюстей, возникающая в местах дефектов зубного ряда после удаления зубов. Смягчить остроту данной проблемы возможно наиболее ранним применением методики непосредственной дентальной имплантации, то есть вживление имплантата в лунку удаленного зуба. Применявшиеся ранее с подобной целью конструкции имплантатов не учитывали форму и размеры лунок удаленных зубов, в связи с чем приходилось применять большой объем препарирования костной ткани, что в свою очередь иногда отрицательно сказывалось на конечных результатах.

Применение пористых имплантатов способствует решению ряда проблем, стоящих перед клиницистами. Пористая структура дентального имплантата дает возможность прорастания костной ткани внутрь конструкции, что повышает биологическую значимость такого сращивания и носит название остеоинтеграции. Увеличение площади контакта имплантат-кость рассматривается как один из важнейших факторов, влияющих на успех имплантации и обеспечивающий благоприятное распределение нагрузок в опорной кости.

В настоящий момент, по данным многочисленных исследований, лучшим материалом для имплантации принято считать титан. Этот материал является оптимальным с точки зрения биологической и механической совместимости, обеспечивает необходимый ресурс работы изделий в условиях действия знакопеременных нагрузок, имеет сравнительно низкую стоимость. Поведение пористого титана при механическом воздействии наиболее адекватно механическому поведению биологических тканей. При этом комплекс механических