

## БЕСКОРПУСНЫЙ Si-MOSFET-ДЕТЕКТОР С УЛУЧШЕННЫМИ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ

К. ф.-м. н. В. Л. Перевертайло

НПП «БИТ»

Украина, г. Киев

detector@carrier.kiev.ua

Разработана технология сборки MOSFET-дозиметра на плоском гибком носителе, изготовлены и исследованы экспериментальные образцы для измерения локальной дозы ионизирующих излучений. Результаты измерений согласуются с данными, полученными в ионизационной камере и на дозиметрических пленках, в пределах 1–1,5%. Оценка кожной дозы новым детектором более точная, чем известным RadFET. Данные дозиметрии на пучках показали возможность применения детектора в радиационной терапии в качестве тканезквивалентного дозиметра с микронным пространственным разрешением по глубине.

**Ключевые слова:** MOSFET-дозиметр, плоский гибкий носитель, кожная доза, радиационная терапия.

Полевые МОП-транзисторы (MOSFET) с толстым подзатворным  $\text{SiO}_2$  используются в медицине в качестве датчиков накопленной дозы ионизирующих излучений. Изменение порогового напряжения  $V_t$  при облучении пропорционально поглощенной дозе. В последние годы исследуется возможность измерения кожных доз в лучевой терапии с помощью MOSFET, а также исследуется их точность и преимущества при измерении локальной дозы облучаемых органов в сравнении с традиционно используемыми дозиметрическими приборами — ионизационными камерами, радиочувствительными пленками и др. По оценкам Международной комиссии по радиологической защите критический радиочувствительный базальный слой кожи находится на средней глубине 0,070 мм. У большинства дозиметров толщина чувствительной области больше 1 мм, поэтому они не могут использоваться для измерения кожной дозы, тогда как у MOSFET она меньше 1 мкм. В то же время, полевые МОП-транзисторы, известные как RadFET, используют инкапсуляцию кристалла MOSFET в каплях эпоксидной смолы или других компаундов, используемых для изоляции и заливки проволочной сварки и герметизации и защиты кристалла (см. рис. 1, а). Это затрудняет проведение измерений на эквивалентной глубине 0,070 мм из-за наличия толстого слоя компаунда с неконтролируемыми толщиной, формой и составом материала. Кроме того, на результаты измерения дозы влияют корпус, материалы и способ корпусировки, существенно искажая их за счет вторичного излучения [1]. Поэтому важной задачей является разработка MOSFET дозиметра без корпуса и без применения защитных компаундов, т. е. практически без изолирующей подложки и герметизации. В этом случае значительно повышаются требования к стабильности  $V_t$  в условиях воздействия влаги, биологических и химических веществ.

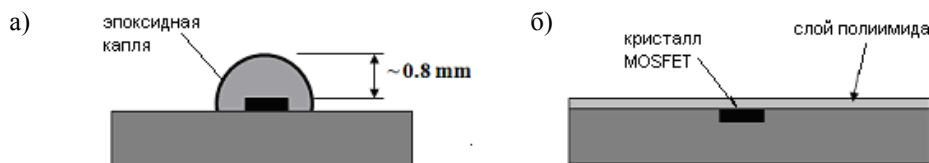


Рис. 1. Сборка обычного MOSFET-детектора с кристаллом под эпоксидной каплей (а) и MOSkin-детектора с утопленным кристаллом, покрытым тонким слоем полиимида (б) [2]

Такой дозиметрический прибор был разработан нами совместно с Центром радиационной медицинской физики (CMRP, Университет Вуллонгонга, Австралия) и получил название MOSkin-детектор. Его схематическое изображение приведено на рис. 1, б, фото — на рис. 2, а. Справа на рис. 2, б видны точки беспроводной ультразвуковой сварки (УЗС) алюминиевых шин плоского гибкого носителя полиимид-алюминий с алюминиевыми контактными площадками на кристалле MOSFET-сенсора. Алюминиевые шины гибкого носителя соединены УЗС с шинами шлейфа. Кристалл MOSFET «утоплен» в углублении, созданном в материале шлейфа (рис. 1, б), и герметично запакован

так, что он не выступает над поверхностью шлейфа. В результате кристалл сверху покрыт гибкой полиимидно-алюминиевой пленкой с воспроизводимой водозэквивалентной толщиной около 70 мкм. Кристалл MOSFET расположен на конце шлейфа (см. на рис. 2, а справа), а вся конструкция названа MOSkin-детектором. Тонкая полиимидная пленка препятствует повреждению поверхности кристалла MOSFET, вызываемому влагой, препятствует прямому контакту между пациентом и электроникой дозиметра, является носителем слоя тонких алюминиевых токопроводящих шин, которые через штырьки на противоположном конце шлейфа (см. на рис. 2, а слева) соединяют MOSFET-сенсор со считывающей электроникой (ридером). Пленка также является тонким покрывающим слоем ( $7 \text{ мг/см}^2$ ), эквивалентным толщине кожного покрова 70 мкм по величине поглощенной дозы.



Рис. 2. Зонд с MOSkin-детектором на конце тонкого шлейфа с токопроводящими шинами длиной 40 см, шириной 2,5 мм [2] (а) и фото сборки кристалла MOSkin-детектора на гибком носителе (б) [3]

Кожная дозиметрия является важным фактором радиационной защиты и клинической дозиметрии. Точная кожная дозиметрия необходима, когда критическая эквивалентная доза поглощается близко к поверхности тела, что наиболее характерно (актуально) для бета- и альфа-частиц и низкоэнергетических фотонных полей излучения. В лучевой терапии кожа получает большую дозу во время лечения рака молочной железы через внешнее тангенциальное рентгеновское излучение. Повышенная доза также доставляется к стенке прямой кишки во время HDR-брахитерапии простаты.

Благодаря наличию микронного чувствительного слоя MOSkin-детектор позволяет надежно измерять кожную дозу и градиенты крутых перепадов доз на границах раздела материалов с высоким уровнем точности, измерять накопленную дозу в реальном времени. Кроме того, потери энергии электроном в кремнии близки к потерям в воде в широком диапазоне энергии электронов, т. е. он является тканеэквивалентным дозиметром. MOSkin-дозиметр был успешно применен при измерениях дозы в радиотерапии с модулируемой интенсивностью (IMRT) [2], в HDR-брахитерапии [2, 4] и томотерапии.

Измерения поверхностной дозы с фантомом из твердой воды для различных углов падения 6 МВ фотонов (от 0 до  $\pm 75^\circ$ ) в поле  $5 \times 5 \text{ см}$  [4] показали более точную оценку кожной дозы, чем RadFET (среднее значение поверхностной дозы для MOSkin составляет 18% от максимальной дозы, а для RadFET — 35,8%) и высокую тканеэквивалентность дозиметра.

#### ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ ИСТОЧНИКИ

1. Rosenfeld A.B., Carolan M. G., Kaplan G. I. et al. MOSFET dosimeters: The role of encapsulation on dosimetric characteristics in mixed gamma-neutron and megavoltage X-ray fields // IEEE Trans. on Nuclear Science.— 1996.— Vol. 42, N 6.— P.1870—1877.
2. Rosenfeld A.B. Advanced semiconductor dosimetry in radiation therapy // In “Concepts and trends in medical radiation dosimetry” ed. by A. Rozenfeld).— Melville, NY: American Institute of Physics. 2011.— P. 48—74.
3. Перевертайло В.Л. Датчики интегральной поглощенной дозы ионизирующего излучения на основе МОП-транзисторов // ТКЭА.— 2010.— № 5—6.— С. 22—29.
4. Kwan I.S., Rosenfeld A.B., Z.Y.Qi et al. Skin dosimetry with new MOSFET detectors // Radiation Measurements.— 2008.— Vol. 43(2-6).— P. 92—932.

V. L. Perevertailo

#### Frameless Si-MOSFET detector with improved dosimetric characteristics

*A technology for assembling the MOSFET dosimeter with a flat flexible carrier has been developed, and experimental samples for measuring the local dose of ionizing radiation have been manufactured and tested. The measurement of the radiation characteristics of the new detector showed agreement with the data on the ionization chamber and dosimetric films in the range 1—1.5%. The estimation of the skin dose by the new detector is more accurate than that of RadFET. The dosimetry data on the beams showed the possibility of its use in radiation therapy as a tissue equivalent dosimeter with micron spatial depth resolution.*

*Keywords: MOSFET dosimeter, flat flexible carrier, skin dose, radiation therapy.*