

Пространственное распределение радиационных дефектов в эмали зуба

© С.С. Ищенко, С.М. Окулов, И.П. Ворона

Институт физики полупроводников Академии наук Украины,
252650 Киев, Украина

E-mail: endor@div51.semicond.kiev.ua

(Поступила в Редакцию 15 декабря 1998 г.)

Методом ЭПР-томографии исследовано пространственное распределение радиационных дефектов в зубной эмали. Изучены пластинки эмали, облученные γ -лучами и электронами с энергией 1.2 и 3.8 MeV. В пластинках, облученных электронами, обнаружен спад концентрации радиационных дефектов вдоль направления действия излучения, причем крутизна спада уменьшалась с увеличением энергии электронов. В γ -облученных пластинках распределение дефектов было равномерным. Показано, что изучение эмали зуба с помощью ЭПР-томографии может быть использовано для определения типа и энергетических характеристик ионизирующего излучения, воздействовавшего на живой организм.

Исследованию зубной эмали посвящено довольно много работ (см., например, [1–3]). Это обусловлено, прежде всего, тем, что она является уникальным объектом — минералом, синтезирующимся непосредственно в живом организме. Особый интерес вызывают центры, которые образуются в зубной эмали при воздействии ионизирующих излучений [4–6]. Такие центры (радиационные дефекты) служат зондами для изучения микроструктуры эмали. Кроме того, в последнее время они широко используются в дозиметрических целях и датировании археологических находок [7–9]. Поскольку радиационные дефекты в зубной эмали парамагнитны, наиболее эффективным методом для их изучения является ЭПР. В предыдущих работах применялась обычная методика наблюдения ЭПР [10], когда сигнал регистрировался от всего образца в целом. Далее будут описаны результаты исследования пластинок облученной эмали в неоднородном магнитном поле, что позволило наблюдать сигналы ЭПР отдельно от разных участков изучаемого образца. Этот способ известен как ЭПР-томография (EPR imaging) [11,12]. Он ценен тем, что дает возможность получить информацию о пространственном распределении радиационных дефектов, а также о возможных неоднородностях структуры эмали. Исследованы пластинки, облученные различными типами излучения.

1. Эксперимент

Для исследования были использованы три прямоугольные пластинки эмали размером $1 \times 3 \times 4 \text{ mm}^3$, вырезанные из лицевых поверхностей зубов. Две из них были облучены электронами разных энергий, третья — γ -лучами от источника ^{60}Co . Облучение производилось перпендикулярно поверхности $1 \times 3 \text{ mm}^2$, в то время как другие поверхности специальной оправкой были защищены от радиационного воздействия. Доза облучения составляла примерно 100 Gy.

Измерения ЭПР производились с помощью спектрометра "Радиопан", дооборудованного томографической

приставкой ZZG-1, которая позволяла создавать вдоль основного магнитного поля \mathbf{B} градиент $G_x = dB/dx$. Томограмма, соответствующая определенной ориентации пластинки относительно градиента, регистрировалась путем развертки поля B и представляла собой запись сигнала ЭПР в неоднородном магнитном поле $\mathbf{B} - xG_x$, $x \parallel \mathbf{B}$. Компьютер спектрометра "Радиопан" был сочленен с компьютером IBM PC 386/387, где с помощью специальной программы производилась обработка экспериментальной томографической кривой и получение из нее функции распределения радиационных дефектов в образце вдоль направления градиента магнитного поля. Эксперименты выполнены при комнатной температуре, $G_x = 2 \text{ T/m}$.

На рис. 1 приведены томограммы исследованных пластинок зубной эмали. Пластинки были ориентированы

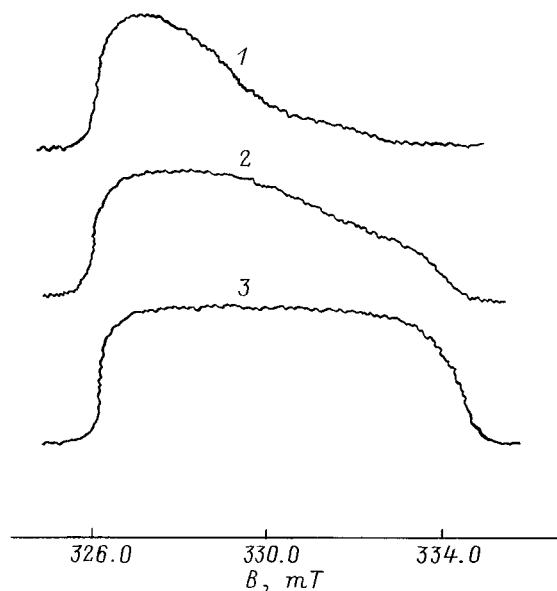


Рис. 1. ЭПР-томограммы пластинок зубной эмали, облученных электронами с энергией 1.2 (1), 3.8 MeV (2) и γ -лучами (3). Кривые соответствуют сигналу поглощения.

таким образом, чтобы их длина $L = 4 \text{ mm}$ совпала с направлением градиента G_x . При этом томограммы отражали изменение концентрации радиационных дефектов в пластинках вдоль направления воздействия излучения. Из рис. 1 видно, что вид томографической кривой существенно зависит от типа и энергетических характеристик излучения, действовавшего на образец.

2. Теоретическое описание и обсуждение результатов

В случае стационарного градиента $G_x = \text{const}$ ЭПР-томограмма может быть описана выражением

$$T(B) = \int_{x_1}^{x_2} R(x)S(B - xG_x)dx, \quad (1)$$

где $R(x)$ — пространственное распределение парамагнитных центров, $S(B)$ — функция формы ЭПР линии, x_1 и x_2 соответствуют началу и концу образца. Выражение (1) является уравнением Фредгольма первого рода, поэтому нахождение $R(x)$ представляет собой довольно сложную задачу. Для ее решения был использован метод Фурье.

Уравнение (1) можно представить в виде свертки

$$T = R * S, \quad (2)$$

где $*$ — символ конволюции. Поскольку Фурье-образ свертки двух функций равен произведению их Фурье-образов, то выражение (2) можно записать в виде

$$F(T) = F(R)F(S), \quad (3)$$

где

$$F(T) = \int_{-\infty}^{\infty} T(B) \exp(-i\omega B)dB, \quad (4)$$

ω — независимая переменная в Фурье-пространстве.

Из (3) $R(x)$ находится путем обратного Фурье преобразования

$$R(x) = F^{-1}[F(T)/F(S)]. \quad (5)$$

Основной проблемой деконволюции является деление на нуль или величины, близкие к нему. Дело в том, что реальные спектральные распределения в большинстве случаев описываются формой линии, которая является лоренцианом, гауссианом или их линейной комбинацией. Поэтому $F(S) \rightarrow 0$, когда $\omega \rightarrow \infty$. Таким образом, реальная деконволюция приводит к делению на нуль при больших ω . Кроме того, указанная проблема возникает и при меньших ω , если значения $F(S)$ становятся меньшими, чем амплитуда шумов. Для преодоления этих трудностей используют так называемые окна. В этом случае (5) приобретает вид

$$R(x) = F^{-1}[F(T)f(\omega)/F(S)]. \quad (6)$$

где $f(\omega)$ — функция окна [13].

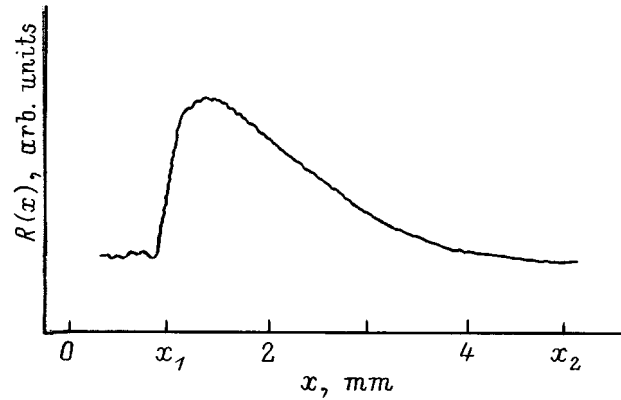


Рис. 2. Пространственное распределение радиационных дефектов в пластинке зубной эмали, облученной направленным пучком электронов с энергией 1.2 MeV.

Нами была применена ЭВМ программа, использующая Фурье-преобразование с прямоугольным окном

$$f(\omega) = \begin{cases} 1 & \omega \leq \omega_f \\ 0 & \omega > \omega_f. \end{cases} \quad (7)$$

Параметр ω_f зависит от соотношения сигнал/шум и определяется из спектра $\Phi(\omega) = F(S)F^*(S)$ как максимальная величина ω , выше которой значения $\Phi(\omega)$ не превышают уровня шумов.

Анализ теоретических выражений показывает, что чем меньше ширина ЭПР линии ΔS по сравнению с величиной $G_x L$, тем ближе по форме кривая $R(x)$ к кривой $T(B)$.

Рис. 2 иллюстрирует распределение радиационных дефектов в пластинке, облученной электронами с энергией 1.2 MeV. Это распределение было получено с помощью описанной выше процедуры из томограммы 1 рис. 1. Близость $R(x)$ к $T(B)$ в нашем случае обусловлена тем, что величина $\Delta S = 0.6 \text{ mT}$ существенно меньше величины $G_x L = 8 \text{ mT}$. Для остальных двух пластинок полученные согласно (6) $R(x)$ оказались также близкими к соответствующим томографическим кривым $T(B)$. Разрешающая способность метода ЭПР-томографии определяется выражением $\Delta x = \Delta S/G_x$. В наших экспериментах она равнялась примерно 0.3 mm.

Таким образом, в результате проведенных исследований установлена зависимость $R(x)$ от вида и характеристик излучения, что открывает возможность использования зубной эмали для получения детальной информации о характере радиационного поражения живых организмов. В благоприятных ситуациях, применяя метод ЭПР-томографии, по эмали зуба можно установить не только тип излучения, действовавшего на организм, но также и его энергетические характеристики (см. кривые 1, 2 на рис. 1). Последнее дает возможность выяснить, какие радионуклиды являлись источником радиации. Плавный ход полученных кривых $R(x)$ свидетельствует об отсутствии неоднородностей в структуре зубной эмали.

Список литературы

- [1] J.E. Glas. *Arch. Oral. Biol.* **7**, *1*, 91 (1962).
- [2] F.C.M. Driessens, R.M.H. Verbeek. *Biominerals*. CRC Press, Boca Ration (1990). 420 p.
- [3] C. Rey, V. Renugopalakrishnan, M. Shimizu, B. Collins, M.J. Glimcher. *Calcif. Tissue Int.* **49**, *1*, 259 (1991).
- [4] F.J. Callens, R.M.H. Verbeek, P.F.A. Matthys, L.C. Martens, E.R. Boesman. *Calcif. Tissue Int.* **41**, *1*, 124 (1987).
- [5] Y. Doi, T. Aoba, M. Okazaki, J. Takahashi, Y. Moriwaki. *Calcif. Tissue Int.* **28**, *1*, 107 (1979).
- [6] С.С. Ищенко, С.М. Окулов, И.П. Ворона, А.Б. Ройцин, А.А. Климов. *ФТТ* **34**, *9*, 2847 (1992).
- [7] М. Икеуа. *Appl. Magn. Res.* **7**, *1*, 237 (1994).
- [8] А.И. Иванников, В.Г. Скворцов, В.Ф. Степаненко, А.Ф. Цыб. *Физическая медицина* **2**, 3–4, 29 (1992).
- [9] А.Б. Брик, С.С. Ищенко, Л.Г. Розенфельд, Д.И. Заболотный, И.С. Зарицкая. *Мед. радиология* **38**, *1*, 25 (1993).
- [10] Ч. Пул. *Техника ЭПР спектроскопии*. Мир, М. (1970). 557 с.
- [11] О.Е. Якимченко, Я.С. Лебедев. *Хим. физика* **4**, 445 (1983).
- [12] *EPR imaging and vivo EPR* / Ed. by G.R. Eaton, S.S. Eaton, K. Ohno. CRC Press, Inc., Boston–London (1991). 330 p.
- [13] Л. Рабинер, Б. Гоулд. *Теория и применение цифровой обработки сигналов*. Мир, М. (1978). 848 с.