

УДК 621.317.7

DOI: 10.22213/2410-9304-2023-2-130-139

## Интеллектуальное электрометрическое устройство для диагностики кариеса зубов

А. И. Кириллов, ИжГТУ имени М. Т. Калашникова, Ижевск, Россия

Ю. К. Шелковников, доктор технических наук, профессор,

Удмуртский федеральный исследовательский центр УрО РАН, Ижевск, Россия

М. А. Плетнев, доктор химических наук, профессор, ИжГТУ имени М. Т. Калашникова, Ижевск, Россия

*В статье рассмотрены вопросы разработки медицинского прибора для высокоточного измерения и автоматического диагностирования стадии кариозного процесса зубов. Дан анализ состава и особенностей твердых тканей зуба, определяющих причины возникновения и развития кариеса. Установлено, что основной причиной кариозного процесса является действие кислотообразующих бактерий на эмали зуба. Показано, что наиболее перспективным методом для диагностики кариеса является электрометрический метод, заключающийся в измерении электропроводности электролита твердых тканей зуба. Описаны известные устройства для реализации электрометрического метода, использующие применение постоянного тока через биоткань зуба, но не учитывающие электрохимические особенности протекания этого тока. Выполнена электрохимическая интерпретация протекания тока через биоткани и два электрода с переключателем полярности этих электродов, позволяющим исключить эффект поляризации биоткани и электродов как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. Приведена эквивалентная схема протекания тока через биоткань, по значению которого можно судить о стадии кариозного процесса: интактная эмаль, предкариозное состояние, начальный, поверхностный, средний и глубокий кариес. Рассмотрено применение для измерения электропроводности биотканей двух токоподводящих к ней электродов: активного из нержавеющей стали с применением 10%-го раствора  $\text{CaCl}_2$  и пассивного электрода также из нержавеющей стали и с использованием электролита биоткани зуба (имитируемого 0,9%-м раствором  $\text{NaCl}$ ). Выполнена сравнительная оценка электропроводности электролита биоткани зуба и электропроводности электролитов активного и пассивного электродов для оценки погрешности электрометрического метода. Разработано высокоточное интеллектуальное электрометрическое устройство (защищенное патентом на изобретение), позволяющее автоматически по значению электропроводности биоткани зуба определять стадии кариозного процесса; приведено описание работы этого устройства.*

**Ключевые слова:** кариес зубов, кариозный процесс, твердые ткани зуба, диагностика кариеса, электрометрический метод.

### Введение

Вопросы возникновения и развития кариеса, а также разработки информационно-измерительных систем (ИИС) для его диагностики представляют собой важную и актуальную задачу [1, 2]. Наиболее перспективным методом для диагностики кариеса является электрометрический, заключающийся в измерении электропроводности твердых тканей зуба (ТТЗ) [3, 4]. Известны ИИС, основанные на использовании этого метода, но имеющие недостатки: в работе (Леонтьев В. К., Иванова Г. Г. Методика определения электропроводности твердых тканей зубов. Аппарат электродиагностический «ДентЭст». Руководство по эксплуатации) используется только постоянный ток и не учтены особенности протекания тока через биоткани ТТЗ; в [5] отсутствуют ограничение тока и оценка погрешности измерения электропроводности. В целом, широкое применение элек-

тронетрических ИИС объясняется их надежностью, простотой выделения информации о кариесе, высокими метрологическими и эксплуатационными характеристиками. Однако остаются малоизученными вопросы высокоточного измерения и автоматической диагностики шести стадий кариозного процесса ТТЗ: интактная эмаль, предкариозное состояние, начальный, поверхностный, средний и глубокий кариес. Автоматизацию процесса диагностики целесообразно провести на основе высокоточного измерения величины тока между активным (АЭ) и пассивным (ПЭ) электродами, которая соответствует определяемой стадии кариеса. Для повышения точности диагностики необходимо исключить влияние двойного электрического слоя электролитов электродов и биоткани ТТЗ путем использования режима работы ИИС на переменном токе. Для этого целесообразно рассмотреть электрохимическую интерпретацию

процесса протекания тока между АЭ и ПЭ с представлением ТТЗ как электролитической ячейки биоткани с двумя токоподводящими металлическими электродами (АЭ с использованием в них электролита  $\text{CaCl}_2$ , и ПЭ с применением раствора  $\text{NaCl}$ ); провести исследование электропроводности этих электролитов. Целью данной работы является разработка высокоточного интеллектуального электрометрического устройства, позволяющего автоматически по значению электропроводности биоткани зуба определять стадии кариозного процесса.

**Состав и особенности твердых и мягких тканей зуба, определяющие причины возникновения и стадии развития кариозного процесса**

В состав зуба входят его твердые ткани (ТТЗ) – эмаль, дентин и цемент, а также мягкая ткань – пульпа [6]. Эмаль покрывает коронку зуба и является его самой твердой тканью. Мельчайшими структурными единицами эмали являются кристаллы апатитов (в частности, кристаллы гидроксиапатита  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , составляющие 75 % эмали), формирующие эмалевые

призмы. Эти призмы начинаются у эмалево-дентинной границы и идут к поверхности эмали, многократно изгибаясь в виде спирали. Вокруг каждого кристалла призмы находится гидратная оболочка. Вещества на поверхность или внутрь кристалла поступают через гидратную оболочку (которая представляет собой слой воды, связанный с кристаллом, в котором происходит ионный обмен). Эмаль проницаема в обоих направлениях: от поверхности эмали к дентину и пульпе и от пульпы к дентину и эмали. Поэтому ее считают полупроницаемой мембраной. Раствор, который омывает кристалл эмали, – это слюна, междесневая жидкость и гидратная оболочка кристалла.

Дентин составляет основную массу зуба, но является менее минерализованным веществом, чем эмаль. Основное вещество дентина гидроксиапатит. Наиболее важными его элементами являются ионы  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{PO}_4^{3-}$ ,  $\text{CO}_3^{2-}$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{F}^-$ . Дентин уступает эмали по твердости, в отличие от которой он пронизан большим количеством дентинных канальцев. Сравнительный химический состав эмали и дентина (в % от массы) представлен в табл. 1.

Таблица 1. Химический состав эмали и дентина

Table 1. Chemical composition of enamel and dentin

Параметр	Кальций	Фосфор	Магний	Карбонаты	Вода	Органические вещества
Эмаль	36,0–36,7	17,0	0,45	2,5	3,8	0,3–1,3
Дентин	27,0	13,0	0,40	3,3	10,0	20,0

Пульпа (биоткань) – это рыхлая соединительная ткань, заполняющая коронковую полость и корневой канал зуба. Состав пульпы – 40 % воды, 40 % органических соединений, 5 % неорганических веществ. Общая концентрация растворов ее электролита по составу эквивалентна 0,9%-му раствору хлорида натрия.

Пульпа образована межклеточным аморфным веществом, в котором содержатся соединительно-тканые волокна и клеточные элементы (например, одонтобласты). Одонтобласты располагаются по периферии пульпы зуба. Их отростки проникают в дентинные канальцы. При кариесе происходят деструктивные изменения в одонтоблестах, разрушение коллагеновых волокон, изменяется активность ферментов, обмен веществ в пульпе.

Слюна состоит из воды (99,42 %) и органических и неорганических веществ (0,58 %). Из неорганических веществ преобладают фосфат кальция, фосфат натрия, гидрокарбонат кальция, хлорид натрия. При уменьшении pH слюны

происходит растворение кристаллов апатитов, что приводит к деминерализации эмали. При pH, близкой к нейтральной, в слюне снова возникают условия для формирования кристаллов апатитов.

В основе современной теории возникновения и развития кариеса лежит действие кислотообразующих бактерий [7]. Так, в работе [8] показано, что наличие бактерий *Streptococcus mutans* способствует риску возникновения кариеса у детей. Наличие в слюне фосфатов, белков и амилазы способствует защите ТТЗ от кариеса [9]. Определение у пациентов ранних стадий кариозного процесса позволяет его приостановить, а также в некоторых случаях добиться реминерализации эмали [10]. Для раннего выявления кариеса у пациентов применяли оптическую когерентную томографию, которая показала большой потенциал [11]. Также использовался метод количественной светоиндуцированной флуоресценции для изучения де- и реминерализации эмали, на основе которого выявлено, что

концентрация фторидов оказывает более сильное влияние на реминерализацию, чем pH [12]. Но наиболее перспективный электрометрический метод (закрывающийся в измерении электропроводности ТТЗ на постоянном токе (напряжении) или на переменном токе с переключателем полярности электродов) позволяет определять не только стадии кариозного процесса на поверхности ТТЗ, но и наличие нарушения краевого прилегания пломбировочного материала к ТТЗ. Также возможно измерение импеданса ТТЗ на переменном синусоидальном токе в диапазоне частот от 10 Гц до 100 кГц [13], но в данной работе отсутствует методика расчета сопротивления биоткани ТТЗ. В этой же работе показано на зубах *in vitro*, что их активное сопротивление уменьшается с ростом температуры. Также показано, что при наличии кариозного процесса сопротивление ТТЗ уменьшается. Это связано с тем, что из-за действия кислотообразующих бактерий возрастает концентрация ионов на эмали и дентине, способных проводить ток.

В каждой из шести стадий кариозного процесса ток через ТТЗ формируется следующими ионами:

1. Интактная эмаль: низкие концентрации электропроводных ионов кальция, ионов водорода, низкая электропроводность.

2. Предкариозное состояние: небольшое возрастание ионов кальция и ионов водорода на поверхности зуба, некоторое возрастание электропроводности по сравнению с предыдущим состоянием.

3. Начальный кариес: появляются участки, именуемые меловыми или кариозными пятнами, концентрация ионов кальция и водородных ионов возрастает по сравнению с предыдущей стадией.

4. Поверхностный кариес: деминерализация и деструкция твердых тканей зуба с локализацией кариозного дефекта в границах эмали. Наблюдается повышение концентрации ионов кальция по сравнению с предыдущей стадией, что обусловлено развитием бактерий в месте поражения эмали.

5. Средний кариес: кариозное поражение зуба с локализацией полости в пределах эмали и среднего слоя дентина. Концентрация ионов кальция и ионов водорода выше, чем на предыдущей стадии, электропроводность возрастает.

6. Глубокий кариес: представляет собой обширное поражение дентина, которое затрагивает

не только эмаль зуба, но и глубокие слои ткани. Концентрация всех возможных ионов кальция, фосфатов, карбонатов, катионов кальция и магния, ионов водорода возрастают, наблюдаются высокие величины электропроводности.

Для подключения к электролиту биоткани твердых тканей зуба (несущему информацию о кариесном состоянии), со стороны эмали, обычно используют активный электрод из нержавеющей стали (АЭ) и 10%-й раствор  $\text{CaCl}_2$ , а также, со стороны пульпы, пассивный электрод (ПЭ) из нержавеющей стали и электролит биоткани зуба (имитируемый 0,9%-м раствором  $\text{NaCl}$ ). АЭ представляет собой не острую иглу шприца (срезанную под  $90^\circ$ ), а ПЭ – зазубник (или стоматологическое зеркало) и контактирует с мягкими тканями зуба (в том числе с биотканью) пациента.

Таким образом, учитывая недостатки описанных выше ИИС для измерения электропроводности ТТЗ, изучение электрохимических особенностей протекания тока через ТТЗ и электролиты АЭ и ПЭ является актуальной задачей.

Для оценки инструментальной погрешности электрометрического метода необходимо знать сравнительные значения электропроводности биоткани зуба и электропроводности контактов с ней АЭ и ПЭ. Электропроводности электролитов АЭ и ПЭ из-за их неоднозначности оцениваются в результате теоретических и экспериментальных исследований.

#### **Сравнительный анализ электропроводностей электролитов биоткани зуба и активного и пассивного электродов ИИС для оценки погрешности электрометрического метода**

Все биоткани организма человека содержат электролиты и находятся в их растворах. Общая концентрация таких растворов электролитов (в том числе слюны) эквивалентна 0,9%-му раствору хлорида натрия [14]. Также биоткани состоят из клеток. При прохождении тока через них происходит перераспределение ионов внутри клетки и из-за мембраны клетки образуются заряженные емкости (рис. 1, а), (т. е. мембрана клетки препятствует движению ионов постоянного тока между электродами). На рис. 1, б приведена эквивалентная схема биотканей [15, 16]. При этом  $R_1$  и  $R_2$  являются сопротивлениями внутриклеточной и межклеточной жидкостей соответственно.

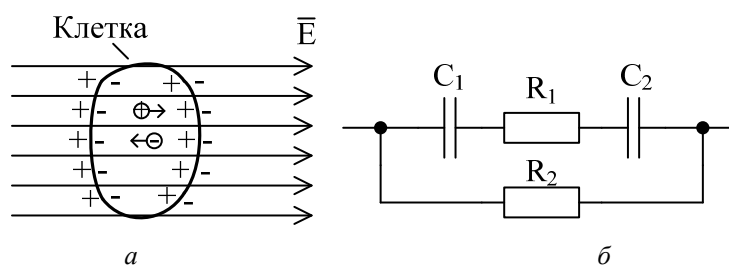


Рис. 1. Клетка биоткани:

*a* – в электрическом поле; *б* – эквивалентная схема биоткани

Fig. 1. The biological tissue cell:

*a* – in an electric field; *б* – equivalent circuit of a biological tissue

Поскольку прохождение тока через ТТЗ обусловлено ионами электролитов (10 %  $\text{CaCl}_2$ , биоткани и 0,9 %  $\text{NaCl}$ ), то при взаимодействии с металлическими электродами (активным и пас-

сивным) на границе раздела двух фаз (металл-электролит) будет возникать двойной электрический слой. Таким образом, полная эквивалентная схема будет выглядеть следующим образом:

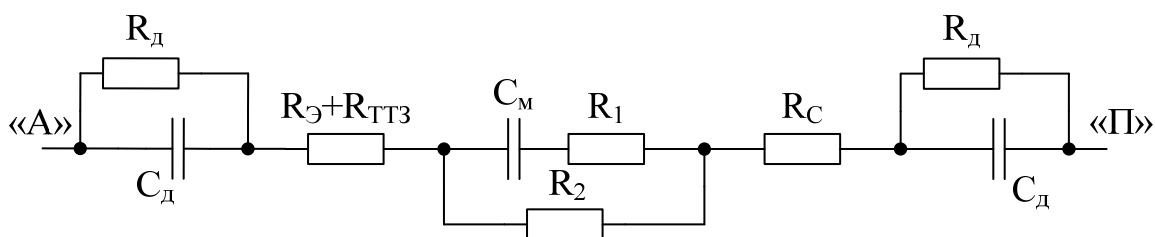


Рис. 2. Полная эквивалентная схема протекания тока между активным и пассивным электродами через биоткань, электролиты АЭ и ПЭ, где  $C_M$  – емкость мембраны клетки;  $R_{\text{Э}}$  – сопротивление раствора хлорида кальция;  $R_{\text{ТТЗ}}$  – сопротивление ТТЗ;  $R_C$  – сопротивление раствора хлорида натрия;  $R_{\text{д}}$ ,  $C_{\text{д}}$  – активная и емкостная составляющая двойного электрического слоя; «А», «П» – активный и пассивный электроды

Fig. 2. Complete equivalent circuit of current flow between active and passive electrodes through biological tissue, electrolytes of the active and passive electrodes, where  $C_M$  is the capacitance of the cell membrane;  $R_{\text{Э}}$  is the resistance of calcium chloride solution;  $R_{\text{ТТЗ}}$  - resistance of TTZ;  $R_C$  is the resistance of the sodium chloride solution;  $R_{\text{д}}$ ,  $C_{\text{д}}$  are the active and capacitive components of the electrical double layer; "A", "P" - active and passive electrodes

Емкости мембраны клетки  $C_1$  и  $C_2$  (рис. 1) заменены на общую емкость  $C_M$  (рис. 2). Сопротивление  $R_{\text{ТТЗ}}$  – это общее сопротивление некоторого раствора, содержащегося в ТТЗ, которое зависит от степени поражения ТТЗ кариозным процессом.

Каждой из 6 стадий кариозного процесса (рассмотренной в первом разделе) соответствует свой диапазон электропроводности. В работе [17] приведен ряд сопротивлений, где каждое значение – это среднее значение для 1 из 6 диагнозов кариозного процесса: 50; 140; 400; 960; 10640; 35000 кОм. Для рис. 2 это сопротивление  $R_{\text{Э}}$ . Для повышения точности измерения электропроводности ТТЗ остальные сопротивления эквивалентной схемы должны быть много меньше  $R_{\text{Э}}$ . Результаты измерений импеданса биотканей всего тела показали, что для взрослого здорового человека активная составляющая сопротивления биоткани равна  $\sim 490$  Ом, а реак-

тивная –  $\sim 65$  Ом при частоте сигнала 50 кГц [18]. Необходимо изучить влияние двойного электрического слоя ( $R_{\text{д}}$ ,  $C_{\text{д}}$ ) и сопротивления электролитов ( $R_{\text{Э}}$  и  $R_C$ ) (без элементов  $R_1$ ,  $R_2$  и  $C_M$ ).

Сопротивление электролитов АЭ и ПЭ  $R_{\text{эл}}$  (Ом) рассчитывают через удельную электропроводность  $\kappa$  (См / см) по следующей формуле [19]:

$$\kappa = \frac{1}{R_{\text{эл}}} \cdot \frac{L_{\text{э-д}}}{S_{\text{э-д}}} = \frac{1}{R_{\text{эл}}} \cdot K_{\text{я}}, \quad (1)$$

где  $L_{\text{э-д}}$  – расстояние между электродами, см;  $S_{\text{э-д}}$  – площадь электрода,  $\text{см}^2$ ;  $K_{\text{я}}$  – постоянная ячейки,  $\text{см}^{-1}$ .

Известно, что величина  $\kappa$  зависит от температуры:

$$\kappa(t) = \kappa_{25} \cdot \left[ 1 + \alpha \cdot (t - 25) + 0,01663 \cdot (\alpha - 0,0174) \cdot (t - 25)^2 \right], \quad (2)$$

где  $t$  – температура, при которой измерена  $\kappa$ , °C;  $\kappa_{25}$  – приведенная электропроводность при температуре 25 °C;  $\alpha$  – температурный коэффициент электрической проводимости электролита, °C<sup>-1</sup>.

Для теоретического расчета удельной электропроводности электролитов  $\kappa_{\text{расчет}}$  воспользуемся формулой молярной электропроводности  $\lambda$  ((См·см<sup>2</sup>) / моль):

$$\kappa_{\text{расчет}} = \lambda \cdot c \cdot 1000; \quad \lambda = \lambda_0 \cdot (1 - a \cdot \sqrt{c} + b \cdot c), \quad (3)$$

где  $\lambda_0$  – молярная электропроводность при бесконечном разведении, (См·см<sup>2</sup>) / моль;  $a$ ,  $b$  – коэффициенты;  $c$  – концентрация раствора электролита, моль/л.

Необходимо отметить, что формула  $\lambda$  из (3) справедлива для концентраций  $c = 0,001 - 0,1$  моль/л. Согласно [20], параметры (3) для некоторых растворов будут следующими (табл. 2).

Таблица 2. Молярная электропроводность разбавленных водных растворов электролитов при 25 °C

Table 2. Molar conductivity of dilute aqueous solutions of electrolytes at 25 °C

Электролит	$\lambda_0$ (См*см <sup>2</sup> ) / моль	a	b
CaCl <sub>2</sub>	135,6	1,3	1,8
NaCl	126,5	0,7	0,74
KCl	149,8	0,63	0,64

Оценим удельные электропроводности и сопротивления данных электролитов при  $K_{\text{я}} = 1 \text{ см}^{-1}$  по формулам (3) и (1) соответственно. Для расчета молярной концентрации электролитов  $c$  при заданной объемной концентрации  $\omega$  воспользуемся расчетом [21] при 20 °C. В этом случае необходимо сделать расчет  $\kappa(t)$  по (2). В табл. 3 приведены результаты расчета электропроводности и сопротивления трех электролитов из табл. 2.

пользуемся расчетом [21] при 20 °C. В этом случае необходимо сделать расчет  $\kappa(t)$  по (2). В табл. 3 приведены результаты расчета электропроводности и сопротивления трех электролитов из табл. 2.

Таблица 3. Удельная электропроводность и сопротивление электролитов при 20 °C

Table 3. Conductivity and resistance of electrolytes at 20 °C

Электролит	$\omega$ , %	$c$ , моль/л	$\kappa_{\text{расчет}}$ , мСм/см	$R_{\text{эл}}$ , Ом
CaCl <sub>2</sub>	10	0,976	175,83	5,687
NaCl	0,9	0,1548	14,8	67,548
KCl	0,07	0,01	1,28	781,27

Из анализа табл. 3 следует, что концентрации растворов хлорида кальция и хлорида натрия относительно большие (> 0,01 моль/л) и формула  $\lambda$  из (3) для них не действует. Необходимо отметить, что выражения (1)–(3) позволяют примерно оценить величину  $R_{\text{эл}}$ . Для всех электролитов по табл. 2 их сопротивление  $R_{\text{эл}}$  для АЭ и ПЭ значительно меньше, чем  $R_{\text{эл}}$  электролита ТТЗ (оно более 1 кОм). Это дает возможность использовать токопроводящие к биоткани электроды АЭ и ПЭ для создания высокоточных электрометрических ИИС.

#### Результаты и их обсуждение

В работе изложено обоснование технических и методических решений при разработке

высокоточного интеллектуального электрометрического устройства для диагностики возникновения и развития стадий кариозного процесса. Выявлено, что наиболее перспективным методом ранней диагностики кариеса является метод измерения электропроводности биоткани ТТЗ с переключателем полярности электродов. При этом исключается эффект поляризации биоткани (и электродов) как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. На рис. 3 приведена структурная схема реализующего данный способ интеллектуального электрометрического устройства (ИЭУ), защищенного патентом на изобретение [22], на рис. 4 его внешний вид.

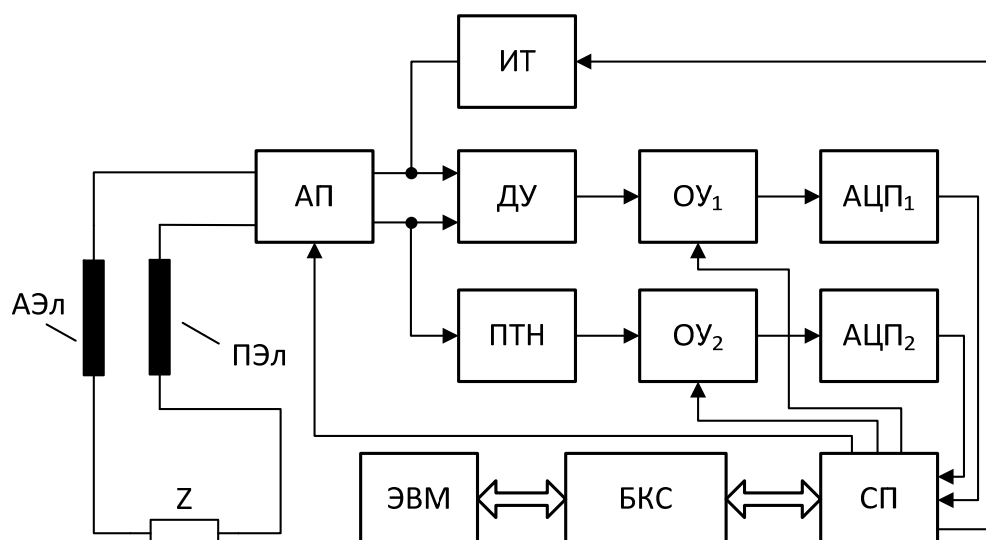


Рис. 3. Структурная схема ИЭУ: АЭл – активный электрод; ПЭл – пассивный электрод; ИТ – источник тока; АП – аналоговый переключатель; ПТН – преобразователь ток-напряжение; ОУ – усилитель с программируемым коэффициентом усиления; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ДУ – дифференциальный усилитель; СП – сигнальный процессор; БКС – блок канала связи

Fig. 3. Structural diagram of an intelligent electrometric device: AEL is the active electrode; PEL - passive electrode; IT - current source; AP - analog switch; PTN - current-voltage converter; OS - amplifier with programmable gain; ADC - analog-to-digital converter; DU - differential amplifier; SP - signal processor; BCS - communication channel block



Рис. 4. Внешний вид ИЭУ: АЭ – активный электрод; ПЭ – пассивный электрод; ПЗИ – педаль запуска измерений

Fig. 4. Appearance of an intelligent electrometric device: AE is the active electrode; PE - passive electrode; PZI - measurement start pedal

Устройство работает следующим образом. Пассивный электрод (ПЭ) устанавливают на губе пациента. Активный электрод (АЭ) в виде микрошприца с иглой обмакивают в раствор

электролита (10%-й раствор хлорида кальция). Затем его устанавливают на тщательно очищенный исследуемый участок зуба. В момент касания происходит смачивание зуба раствором

электролита из мениска, при этом обеспечивается надежный электрический контакт. Следует отметить, что применение смачивания капель раствора одинакового объема из выпуклого мениска позволяет обеспечить повторяемость измерений.

Далее измерения осуществляются автоматически (после нажатия педали ПЗИ ногой) по командам сигнального процессора (СП)). Определение сопротивления (электропроводности) ТТЗ, по которой можно диагностировать наличие дефекта между ПМ и ТТЗ, осуществляется следующим образом.

Измеренное падение напряжения на образце  $U_{31}$  между активным и пассивным электродами через аналоговый переключатель (АП), дифференциальный усилитель (ДУ), усилитель с программируемым коэффициентом усиления ( $OU_1$ ), аналого-цифровой преобразователь (АЦП<sub>1</sub>) подается для регистрации в СП. Измеренное значение тока через образец  $I_{31}$  через АП, преобразователь ток-напряжение (ПТН),  $OU_2$ , АЦП<sub>2</sub> также подается для регистрации в СП.

Для исключения влияния на результат измерений поляризации биотканей ТТЗ и электродов СП подает управляющий сигнал на АП для изменения полярности электродов. Через установленное время выполняются измерение падения напряжения на образце  $U_{32}$  между электродами, а также тока через образец  $I_{32}$ , как описано выше.

По сравнению с аналогами, в устройство введены дополнительный измерительный канал по напряжению, источник тока и АП. Для получения более точного значения электропроводности ТТЗ используются два 20-разрядных сигма-дельта АЦП *ADSI250*. Особенностью таких АЦП является наличие встроенного цифрового фильтра, обеспечивающего подавление высокочастотных помех. В качестве АП применяется двухканальный аналоговый мультиплексор. Частоту переключения электродов можно задать в диапазоне от 100 до 1000 Гц.

Особенностью данного устройства является возможность диагностировать дефекты как на ТТЗ *in vitro*, так и *in vivo*. В связи с этим СП имеет блок канала связи с ПЭВМ для передачи измеренных данных. А также в устройстве есть источник тока для ограничения тока через биоткани. Это позволяет не вызывать болезненные ощущения у пациента. Применение СП дает возможность реализовать дополнительную цифровую фильтрацию и функцию распознавания стадий кариозного процесса по измеренным данным для ТТЗ *in vivo*.

В заключении приведены основные выводы и результаты работы.

#### **Заключение**

1. Дан анализ особенностей твердых и мягких тканей зуба, определяющих причину возникновения и стадии развития кариозного процесса.

2. Для определения инструментальной погрешности электрометрического метода (с использованием эквивалентной схемы протекания тока через биоткань (пульпа, каналы корней зуба, каналы в дентине, слюна) выполнена сравнительная оценка электропроводности биоткани зуба и электропроводности электролитов активного и пассивного электродов.

3. Разработано интеллектуальное электрометрическое устройство с переключением полярности электродов (защищенное патентом на изобретение), позволяющим исключить эффект поляризации биотканей и электродов как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. Устройство позволяет с высокими быстродействием и надежностью выявлять дефекты как на поверхности, так и внутри соединения твердых тканей зуба и пломбировочных материалов.

4. Разработанное устройство позволяет автоматически по значению электропроводности биоткани зуба определять стадии кариозного процесса: интактная эмаль, предкариозное состояние, начальный, поверхностный, средний и глубокий кариес.

#### **Библиографические ссылки**

1. Николаев А. И., Цепов Л. М. Практическая терапевтическая стоматология. М. : МЕДпресс-информ, 2008. 960 с.
2. Пустовойтова Н.Н., Казеко Л. А. Современные подходы к диагностике кариозной болезни. Минск : БГМУ, 2010. 44 с.
3. Разработка информационно-измерительной системы для диагностики твердых тканей зуба / Е. Ю. Шелковников, А. И. Кириллов, М. П. Кожевников, А. В. Матросов // Приборостроение в XXI веке : сборник материалов XIII Всероссийской НТК. Ижевск : ИжГТУ, 2017. С. 373–381.
4. Леонтьев В. К., Иванова Г. Г., Жорова Т. Н. Электрометрическая диагностика начального, фиссурного, рецидивного кариеса и других поражений твердых тканей зубов с законченной минерализацией эмали : методические рекомендации министерства здравоохранения РСФСР. Омск : ОМИ, 1988.
5. Мчедлидзе Т. Ш., Касумова М. К., Иванова Г. Г., Иванов В. Н., Тихонов Э. П. Способ и устройство для диагностики состояния твердых тканей зубов (биообъектов). Патент RU 2330608 A61B 5/053 (2006.01). Опубл. 10.08.2008

6. Биохимия твердых тканей полости рта в норме и при патологии : учеб. пособие / под общ. ред. А. В. Шестопалова. М. : РНИМУ им. Н.И.Пирогова Минздрава России, 2019.
7. Микрофлора полости рта: норма и патология : учеб. пособие / Е. Г. Зеленова, М. И. Заславская, Е. В. Салина, С. П. Рассанов. Н. Новгород : Издательство НГМА, 2004. 158 с.
8. Thenisch N.L., Bachmann L.M., Imfeld T., Leisebach Minder T., Steure, J., 2006. Are mutans streptococci detected in preschool children a reliable predictive factor for dental caries risk? A systematic review. *Caries Res.* 40, 366–74. <https://doi.org/10.1159/000094280>.
9. Bardow, A., Hofer, E., Nyvad, B., ten Cate, J.M., Kirkeby, S., Moe, D., Nauntofte, B., 2005. Effect of saliva composition on experimental root caries. *Caries Res.* 39, 71–7. <https://doi.org/10.1159/000081660>.
10. Iijima, Y., 2008. Early detection of white spot lesions with digital camera and remineralization therapy. *Aust. Dent. J.* 53, 274–80. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00062.x>.
11. Maia A.M.A., Fonsêca D.D.D., Kyotoku B.B.C., Gomes A.S.L., 2010. Characterization of enamel in primary teeth by optical coherence tomography for assessment of dental caries. *Int. J. Paediatr. Dent.* 20, 158–64. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2009.01025.x>.
12. Lippert, F., Butler, A., Lynch, R.J.M., 2011. Enamel demineralization and remineralization under plaque fluid-like conditions: a quantitative light-induced fluorescence study. *Caries Res.* 45, 155–61. <https://doi.org/10.1159/000325743>.
13. Huysmans, M.C., Longbottom, C., Christie, A.M., Bruce, P.G., Shellis, R.P., 2000. Temperature dependence of the electrical resistance of sound and carious teeth. *J. Dent. Res.* 79, 1464–8. <https://doi.org/10.1177/00220345000790070601>.
14. Виды эквивалентных электрических схем тканей организма // Хелпикс. URL: <https://helpiks.org/1-103574.html> (дата обращения: 21.04.2023).
15. Белик Д. В., Белик К. Д. Аппаратные подходы к практике измерения импеданса биотканей *In Vivo* в условиях различной помеховой обстановки ЛПУ / Сибирский научно-исследовательский и испытательный центр медицинской техники. URL: <https://studylib.ru/doc/282791/apparatnye-podhody-k-praktike-izmereniya-impedansa> (дата обращения: 21.04.2023).
16. Электрические свойства биологических тканей. URL: <https://www.megapredmet.ru/1-70460.html> (дата обращения: 21.04.2023).
17. Кириллов А. И., Шелковников Е. Ю., Кизнерцев С. Р. Использование имитационного моделирования при выборе способа измерения электропроводности твердых тканей зуба // Ползуновский альманах. 2019. № 4. С. 66–69.
18. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д. В. Николаев [и др.]. М. : Наука, 2009. 392 с.
19. Сваровская Н. А., Колесников И. М., Винокуров В. А. Электрохимия растворов электролитов. Ч. I. Электропроводность : учеб. пособие. М. : Издательский центр РГУ нефти и газа (НИУ) имени И. М. Губкина, 2017. 66 с.
20. Краткий справочник физико-химических величин. Изд. 10, испр. и доп. / под ред. А. А. Равделя и А. М. Пономаревой. СПб. : «Иван Федеров», 2003. 240 с.
21. Плотности растворов // Аналитическая химия. URL: <https://www.freechemistry.ru/sprav/plot.htm> (дата обращения: 1.05.2023).
22. Шелковников Е. Ю., Кириллов А. И., Рединова Т. Л. и др. Устройство для электродиагностики твердых тканей зуба: Патент на изобретение № 2654399 МПК А61С19/04, А61В5/053; опубл. 17.05.2018, бюл. №14.

## References

1. Nikolaev A.I., Tsepov L.M. *Prakticheskaya terapevticheskaya stomatologiya*. [Practical therapeutic dentistry]. Moscow: MEDpress-inform, 2008. 960 p. (in Russ.).
2. Pustovoitova N.N., Caseco L.A. *Sovremennye podkhody k diagnostike karioznoi bolezni* [Modern approaches to the diagnosis of carious disease]. Minsk: BSMU, 2010. 44 p. (in Russ.).
3. Shelkovnikov E.Yu., Kirillov A.I., Kozhevnikov M.P., Matrosov A.V. *Razrabotka informatsionno-izmeritel'noi sistemy dlya diagnostiki tverdykh tkanei zuba* [Development of an information-measuring system for diagnosing hard tissues of the tooth]. *Priborostroenie v XXI veke : sbornik materialov XIII Vserossiiskoi NTK* [Proc. Collection of materials of the XIII All-Russian scientific and technical conference "Instrument-making in the XXI century"]. Izhevsk: ISTU, 2017. Pp. 373-381 (in Russ.).
4. Leontiev V.K., Ivanova G.G., Zhorova T.N. *Elektrometricheskaya diagnostika nachal'nogo, fissurnogo, retsidivnogo kariеса i drugikh porazhenii tverdykh tkanei zubov s zakonchennoi mineralizatsiei emali* [Electrometric diagnosis of initial, fissure, recurrent caries and other lesions of hard tissues of teeth with complete enamel mineralization]. Guidelines for the Ministry of Health of the RSFSR. - Omsk: OMI. 1988 (in Russ.).
5. Mchedlidze T.Sh., Kasumova M.K., Ivanova G.G., Ivanov V.N., Tikhonov E.P. *Sposob i ustroistvo dlya diagnostiki sostoyaniya tverdykh tkanei zubov (bioob"ektov)* [Method and device for diagnosing the state of dental hard tissues (biological objects)]. Patent RU 2330608 A61B 5/053 (2006.01). Published 08/10/2008 (in Russ.).
6. *Biokhimiya tverdykh tkanei polosti rta v norme i pri patologii : ucheb. posobie* [Biochemistry of hard tissues of the oral cavity in normal and pathological conditions. The textbook is intended for independent work of students in the specialty "Dentistry"]. Moscow: Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education RNIMU. N.I. Pirogov of the Ministry of Health of Russia Publishing house, 2019 (in Russ.).
7. Zelenova E.G., Zaslavskaya M.I., Salina E.V., Rasanov S.P. *Mikroflora polosti rta: norma i patologiya : ucheb. posobie* [Microflora of the oral cavity:



norm and pathology: Textbook]. Nizhny Novgorod: NSMA Publishing House, 2004. 158 p. (in Russ.).

8. Thenisch, N.L., Bachmann, L.M., Imfeld, T., Leisebach Minder, T., Steurer, J., 2006. Are mutans streptococci detected in preschool children a reliable predictive factor for dental caries risk? A systematic review. *Caries Res.* 40, 366–74. <https://doi.org/10.1159/000094280>

9. Bardow, A., Hofer, E., Nyvad, B., ten Cate, J.M., Kirkeby, S., Moe, D., Nauntofte, B., 2005. Effect of saliva composition on experimental root caries. *Caries Res.* 39, 71–7. <https://doi.org/10.1159/000081660>

10. Iijima, Y., 2008. Early detection of white spot lesions with digital camera and remineralization therapy. *Aust. Dent. J.* 53, 274–80. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00062.x>

11. Maia, A.M.A., Fonsêca, D.D.D., Kyotoku, B.B.C., Gomes, A.S.L., 2010. Characterization of enamel in primary teeth by optical coherence tomography for assessment of dental caries. *Int. J. Paediatr. Dent.* 20, 158–64. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2009.01025.x>

12. Lippert, F., Butler, A., Lynch, R.J.M., 2011. Enamel demineralization and remineralization under plaque fluid-like conditions: a quantitative light-induced fluorescence study. *Caries Res.* 45, 155–61. <https://doi.org/10.1159/000325743>

13. Huysmans, M.C., Longbottom, C., Christie, A.M., Bruce, P.G., Shellis, R.P., 2000. Temperature dependence of the electrical resistance of sound and carious teeth. *J. Dent. Res.* 79, 1464–8. <https://doi.org/10.1177/00220345000790070601>

14. [Types of equivalent electrical circuits of body tissues]. *Helpiks*. Available at: <https://helpiks.org/1-103574.html> (date of access: 04/21/2023).

15. Belik D.V., Belik K.D. *Apparatnye podkhody k praktike izmereniya impedansa biotkanei In Vivo v usloviyakh razlichnoi pomekhovoi obstanovki LPU* [Hardware approaches to the practice of measuring the impedance of biological tissues In Vivo in conditions of vari-

ous interference conditions of medical facilities]. Siberian Research and Testing Center for Medical Technology. Available at: <https://studylib.ru/doc/282791/apparatnye-podhody-k-praktike-izmereniya-impedansa> (date of access: 04/21/2023) (in Russ.).

16. *Elektricheskie svoystva biologicheskikh tkanei* [Electrical properties of biological tissues]. Available at: <https://www.megapredmet.ru/1-70460.html> (date of access: 04/21/2023) (in Russ.).

17. Kirillov A.I., Shelkovnikov E.Yu., Kiznertsev S.R. [The use of simulation modeling when choosing a method for measuring the electrical conductivity of hard tooth tissues]. *Polzunovskiy Almanakh.* 2019. No. 4. Pp. 66-69 (in Russ.).

18. Nikolaev, D.V. [and others]. *Bioimpedansnyi analiz sostava tela cheloveka* [Bioimpedance analysis of human body composition]. Moscow: Nauka Puble., 2009. 392 p. (in Russ.).

19. Svarovskaya N.A., Kolesnikov I.M., Vinokurov V.A. *Elektrokhimiya rastvorov elektrolitov. Ch. I. Elektroprovodnost'* [Electrochemistry of electrolyte solutions. Part I. Electrical Conductivity: Study Guide]. Moscow: Publishing Center of the Russian State University of Oil and Gas (NRU) named after I.M. Gubkina, 2017. 66 p. (in Russ.).

20. *Kratkii spravochnik fiziko-khimicheskikh velichin* [Brief reference book of physical and chemical quantities, Tenth edition, corrected. and additional] / Ed. A. A. Ravidel and A. M. Ponomareva. St. Petersburg: "Ivan Federov", 2003. 240 p. (in Russ.).

21. [Density of solutions]. *Analytical chemistry*. Available at: <https://www.freechemistry.ru/sprav/plot.htm> (date of access: 1.05.2023) (in Russ.).

22. Shelkovnikov E.Yu., Kirillov A.I., Redinova T.L. etc. *Ustroistvo dlya elektrodiagnostiki tverdykh tkanei zuba* [Device for electrodiagnosis of the tooth hard tissues]. Patent for invention No. 2654399 IPC A61C19/04, A61B5/053; publ. 05/17/2018, bul. No. 14 (in Russ.).

\*\*\*

### Intelligent Electrometric Device for Dental Caries Diagnosis

*A. I. Kirillov*, Junior researcher, Kalashnikov Izhevsk, State Technical University, Izhevsk, Russia

*Yu. K. Shelkovnikov*, DSc in Engineering, Professor, Chief Researcher, Udmurt Federal Research Center UB RAS, Izhevsk, Russia

*M. A. Pletnev*, DSc in Chemistry, Professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University, Izhevsk, Russia

*The article deals with the development of a medical device for high-precision measurement and automatic diagnosis of dental caries stage. The analysis of the composition and characteristics of tooth hard tissues, being the cause of caries and its development, is given. It has been established that the main cause of the carious process is the attack of acid-forming bacteria on tooth enamel. It is shown that the most promising method for caries diagnosis is the electrometric method, which consists in measuring electrical conductivity of the tooth hard tissue electrolyte. Conventional devices for the electrometric method implementation are described, using the direct current through the biological tissue of the tooth, but not taking into account the electrochemical features of the current flow. An electrochemical interpretation of the current flow through biological tissues and two electrodes with a polarity switch of these electrodes was performed, which makes it possible to exclude the effect of polarization of biological tissue and electrodes both for teeth in vivo and in vitro. An equivalent diagram of the current flow through the biological tissue is given, which value can reveal the stage of the carious process: intact enamel, pre-carious state, initial, superficial, medium and deep caries. The use of two current-carrying electrodes for measuring the electrical conductivity of biological*

tissues is considered: an active electrode made of stainless steel using a 10% solution of  $\text{CaCl}_2$  and a passive electrode also made of stainless steel and using an electrolyte of the biological tissue of a tooth (simulated by a 0.9% solution of  $\text{NaCl}$ ). A comparative assessment of the tooth biological tissue electrolyte electrical conductivity and electrical conductivity of the active and passive electrode electrolytes was performed to assess the error of the electrometric method. A high-precision intelligent electrometric device (protected by a patent for an invention) has been developed, which allows automatic carious process stage determination by the value of the tooth biological tissue electrical conductivity; the operation of this device is described.

**Keywords:** dental caries, carious process, dental hard tissues, caries diagnosis, electrometric method.

Получено: 23.05.23

#### Образец цитирования

Кириллов А. И., Шелковников Ю. К., Плетнев М. А. Интеллектуальное электрометрическое устройство для диагностики кариеса зубов // Интеллектуальные системы в производстве. 2023. Т. 21, № 2. С. 130–139. DOI: 10.22213/2410-9304-2023-2-130-139.

#### For Citation

Kirillov A.I., Shelkovnikov Yu.K., Pletnev M.A. [Intelligent electrometric device for dental caries diagnosis]. *Intellektual'nye sistemy v proizvodstve*. 2023, vol. 21, no. 2, 130-139 (in Russ.). DOI: 10.22213/2410-9304-2023-2-130-139.