



УДК 611.08; 611.018+611.214

Г. Г. Иванова, М. К. Касумова

Частное образовательное учреждение дополнительного профессионального образования «Санкт-Петербургский институт стоматологии последипломного образования»

Э. П. Тихонов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Информационные технологии при идентификации структуры твердых тканей зубов в системном представлении: исходные сведения, анализ достигнутых результатов и общая постановка задачи*

На основании краткого обзора на базе информационных технологий и методов идентификации ставится задача, в соответствии с которой рассматривается и обосновывается метод синтеза физико-математической модели (ФММ), описывающей структуру твердых тканей зубов. Показано, что для количественной оценки параметров ФММ на основе экспериментальных данных с учетом сформулированной гипотезы о связи дентинных трубочек с центром сопротивления зуба, целесообразно математически привязать координаты условного центра сопротивления зуба к доступным параметрам и характеристикам зуба. Показано, что эти параметры и характеристики могут быть измерены, в том числе на основе методов и технических средств измерения с использованием электрического зондирующего сигнала. Искомые параметры и характеристики для решения задачи идентификации твердых тканей зубов могут быть измерены на основе комплексного подхода, включая электрометрические методы и средства измерений. Ожидается, что результаты косвенных измерений расширят перечень диагностируемых признаков и тем самым приведут к увеличению возможностей и дальнейшему развитию известных средств диагностики.

Твердые ткани зубов, дентинные трубочки, структура, идентификация, физико-математическая модель, электрический зондирующий сигнал

В последние два-три десятилетия на базе достигнутых успехов в области информационных технологий, использующих специальные электронно-цифровые средства измерений, согласования, преобразования, передачи, ввода и вывода, представления, визуализации, обработки, извлечения и использования информации наблюдается беспрецедентное расширение сферы применения этих технологий в разнообразных медико-технических приложениях. Безусловно, стоматология как одно из важнейших направлений в медицине оказалась на острие этих приложений. При этом

прогресс, достигнутый в стоматологии, обусловлен не только развитием терапевтических и медикаментозных направлений, но и широким использованием информационных технологий в исследованиях морфологии, диагностике и реставрации твердых тканей (ТТ) зубов (ТТЗ) и зубной системы в целом. Прогресс в этом направлении достигнут благодаря совместным усилиям стоматологов и специалистов в области информационных технологий и биомедицинской инженерии [1]–[16]. Этот прогресс и обуславливает переход от когнитивной обработки, качественного, зачастую интуитивно-субъективного анализа и представления диагностической информации, к ее

* Начало. Продолжение в № 6/2018.

количественному анализу с применением для извлечения диагностической информации физических и математических методов исследования, цифровых измерений и средств обработки с документальным представлением результатов. Эффективность этого процесса особенно отчетливо прослеживается при переходе от аналоговой к цифровой рентгенографии и томографии на базе рентгеновских компьютеризированных систем. Особенностью этих систем является аппаратное и программное сопряжение рентгеновского аппарата и высокопроизводительного компьютера, выполняющего основную роль в обработке и представлении информации благодаря разработке для этих целей специального программного обеспечения.

В общем случае в диагностике исходным источником получения информации служат результаты цифровых измерений на основе применения так называемых зондирующих сигналов (ЗС): рентге-

новских, оптических, инфракрасных, ультразвуковых, электромагнитных, гамма- или электронных излучений, а также переменных или постоянных электрических ЗС (на рис. 1 представлена схема, иллюстрирующая связь между объектом, предметом, методами и средствами исследования их свойств применительно к стоматологии).

Использование того или иного вида ЗС определяет специфичность цифровых измерений, связанных с преобразованием исходной аналоговой информации в цифровую форму с учетом особенностей физической природы ЗС. Благодаря этому можно получить результаты измерений параметров или характеристик биообъектов для выбранного ЗС, которые недоступны при применении других их видов. Напомним, что, согласно принятому определению, параметр – это обобщенное название определенного физического, геометри-

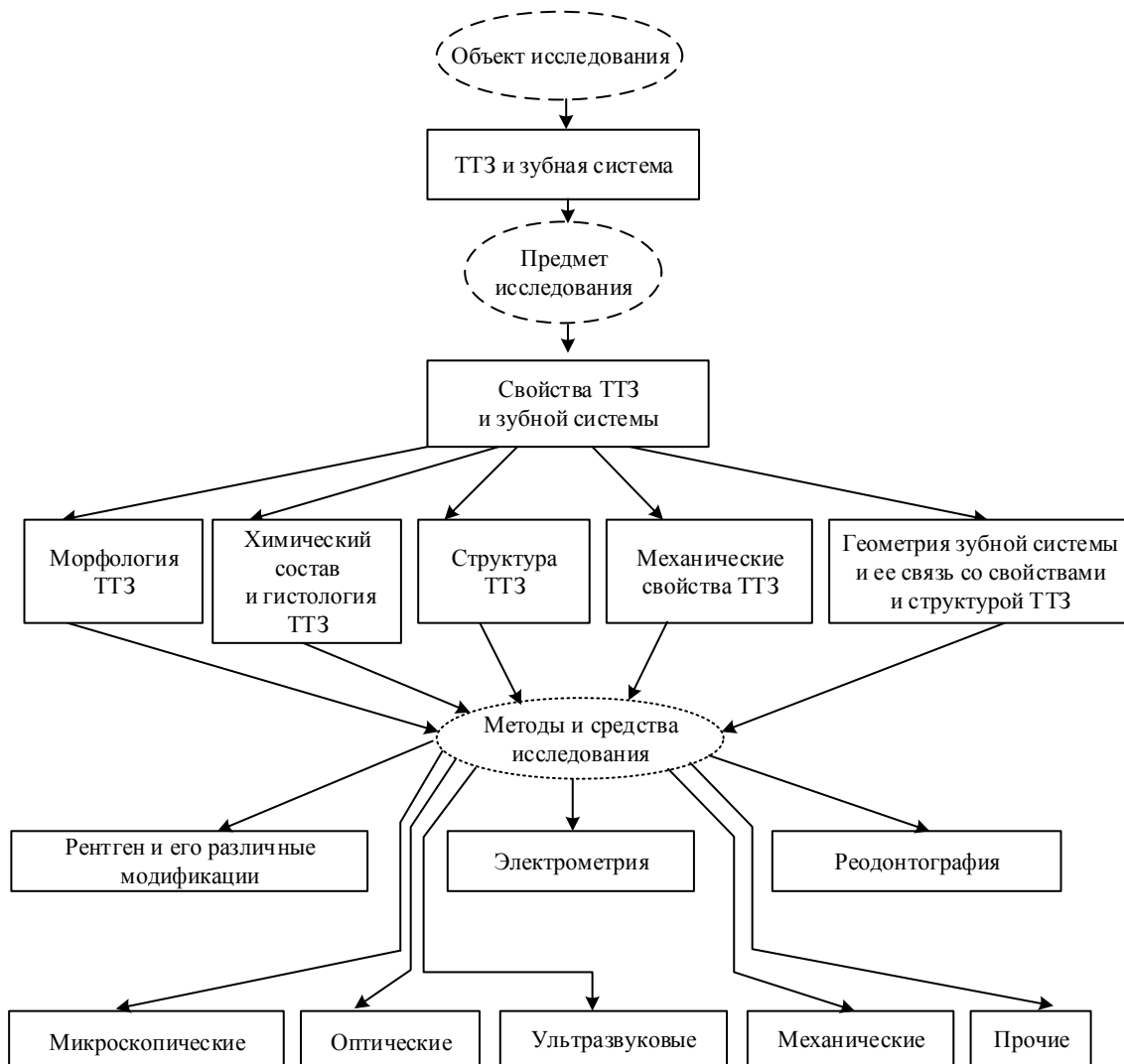


Рис. 1

ческого или иного свойства, которым обладает и биообъект. Характеристика – это информация о биообъекте, отражающая его количественные и качественные данные в зависимости от изменения выделенных условий наблюдения. К биообъектам относятся и ТТ дентина (ТТД), которые можно отнести к биосистемам, сформированным на основе анизотропных волокон или дентинных трубочек (ДТ), пронизывающих изотропную среду – матрикс, отличающихся ориентацией и упаковкой нанокристаллов гидроксиапатита в разных макрофрагментах этих биообъектов [17], [18] (см. также [3], [5]–[7]).

Для исследования структуры ТТД следует выбирать такой вид ЗС, который должен обладать высокой чувствительностью к структуре ТТД и характеру ее изменения в различных нормах наблюдения. Кроме того, должны выполняться требования к простоте реализации процесса цифровых измерений выделенных характеристик и параметров структуры ТТЗ в пределах широкого диапазона их изменения при сохранении высокой относительной точности измерений и максимальной безопасности применения. Указанным требованиям отвечает постоянный электрический ЗС, так как все остальные ЗС несмотря на те или иные преимущества не отвечают всем сформулированным требованиям в совокупности. Тем не менее, благодаря комплексному исследованию в настоящее время получена не только качественная, но и количественная информация о микроморфологии и микроструктурных свойствах ТТЗ [19]. Однако данная информация носит фрагментарный характер и не позволяет даже гипотетически сформировать системный взгляд на особенности реализации и поддержания функционального состояния зубной системы для выполнения ее основной функции с учетом структуры ТТД, сформированной упорядоченной системой ДТ. Задачи, решаемые при исследовании ТТД на базе информационных технологий с использованием электрического ЗС при постоянном напряжении, позволяют сформировать углубленное представление о структуре ТТД и связать ее с физиологией и механикой жевательного процесса. Эти представления создают хорошие предпосылки при изучении эволюции биологических тканей, а также для осуществления косвенных измерений ранее недоступных параметров и характеристик ТТЗ и зубной системы в целом, необходимых, например, для диагностики или для достижения других целей методами идентификации на основе разрабо-

танной математической модели [9], [12], [13]. Напомним, что идентификацией биосистемы называется процесс получения или уточнения в том или ином смысле по экспериментальным данным ее математической, физической или иной модели, описанной на основе подходящего для этой цели математического аппарата с учетом физико-химических, механических или других известных закономерностей.

Таким образом, целью статьи служит разработка на базе информационных технологий методов идентификации структуры ТТД в соответствии с синтезируемой моделью и способов косвенного измерения по полученной модели ранее недоступных для измерения параметров на примере оценки положения центра сопротивления зуба [20]. Причем структура ТТД определяется параметрами и закономерностями распространения ДТ в матриксе от условного центра сопротивления зуба до эмали в системной привязке к челюстно-лицевой системе.

Актуальность проведенного исследования заключается в том, что полученная в результате измерений информация может быть использована не только для дальнейшего развития методов исследования и расширения общего представления о структурных, морфологических и механических особенностях ТТЗ в функциональной зависимости от основного структурного элемента ТТЗ – ДТ, но и в практической стоматологии для существенного повышения качества протезирования и имплантации зубов, а также при решении проблемы автоматизации диагностики.

Как показано в настоящей статье, поставленная цель может быть достигнута на основе применения электрического ЗС с учетом ранее полученной качественной, но тем не менее релевантной информации о структуре ТТД [9], [12], в том числе с применением оптического ЗС [3], [8], [14]–[16]. Причем результаты косвенных электрометрических измерений расширяют перечень научно обоснованных признаков, используемых в диагностике и при лечении зубов, способствуя повышению возможностей известных средств диагностики и путей их дальнейшего развития. Увеличение объема доступных знаний о структуре ТТД и ТТЗ представляет значительный интерес для физиологии и понимания динамики и механизма эволюции челюстно-лицевой системы в целом, включая механику жевательного процесса [20].

Основное внимание уделяется проблеме идентификации, включая адаптивные методы в соответствии с разработанной физико-математической моделью (ФММ) структуры ТТД и с учетом результатов прямых электрометрических измерений, выполненных на шлифах в виде специально изготовленных срезов зуба толщиной 0.5...1.5 мм. Шлифы зубов, указанные в статье, предоставлены д-ром мед. наук В. Н. Грисимовым.

Модели бывают концептуальные, физические или математические (другая терминология: феноменологические, эмпирические и аналитические) в зависимости от выделенных существенных признаков явления и методов, которые можно использовать при построении модели на основе имеющейся априорной информации [21]. В статье принят термин ФММ, так как в исследовании оба подхода, физический и математический, имеют существенное значение. Структурная схема и организация процесса идентификации на базе электрического ЗС иллюстрируется рис. 2. Предварительно отметим, что в настоящее время основательно разработаны методы идентификации объектов, относящихся к классу технических систем, в частности – к системам управления [22]–[24]. При этом общая задача идентификации в зависимости от имеющейся априорной

информации разбивается на три уровня [23]. Для первого уровня (проблема черного ящика) имеется только информация о входном и выходном сигнале. Для второго уровня (проблема белого ящика) добавляются дополнительные априорные сведения об общей структуре математической модели (часто на уровне класса моделей), описывающей исследуемый объект. Пример применения подобной идентификации в эндодонтии при изучении взаимодействия пульпы и дентина предложен в [25]. Третий уровень характерен тем, что для него имеется некоторая математическая или другая, в том числе образная модель, например в виде рентгеновского снимка, и известны номинальные значения ее параметров. В последнем случае задачу идентификации отождествляют с решением задачи диагностики сравнением полученной в результате идентификации ФММ диагностируемого биообъекта с априори известной ФММ того же биообъекта, находящегося в норме в установленном смысле.

Как следует из рис. 2, рассматриваемый вариант для решения задачи диагностики предусматривает процесс идентификации по разработанной ФММ ТТД с априори устанавливаемыми номинальными значениями параметров в соответствии с имеющейся априорной информацией. Иначе



Рис. 2

говоря, в соответствии с рис. 2 реальная структура выбранного образца ТТЗ в виде шлифа по диагностируемым параметрам и результатам воздействия на него ЗС сравнивается по установленному критерию с ФММ, описывающей структуру этого образца. В этом случае на основании применения информационных технологий создаются реальные предпосылки для решения задачи автоматизации диагностики. В общем случае, применительно к биообъектам, при решении задачи идентификации в интересах диагностики имеется определенная, трудно учитываемая специфика, поэтому успехи, достигнутые в области идентификации биологических объектов, значительно скромнее. Эта специфика связана в первую очередь с тем, что разработка соответствующих моделей биообъектов и определение их номинальных параметров сопряжены со значительными трудностями из-за их существенной вариации даже для нормы. Дополнительные трудности возникают из-за того, что рассматриваемый биообъект математически можно описать, даже в статике, только нелинейной моделью с привлечением методов описания статистических закономерностей. В целом же успешное решение задачи автоматизации диагностики сводится к осуществлению идентификации экспериментальным путем на основе установленного ЗС некоторой априори разработанной и доступной для непосредственного восприятия модели биообъекта и ее параметров при состоянии нормы или отклонении от нее.

На основании изложенного процесс решения задачи идентификации ТТД, по существу в режиме *in vitro*, содержит следующие этапы:

1. Выбор подходящего фрагмента ТТЗ для исследования структуры ТТД.
2. Разработка ФММ ТТД по выбранному фрагменту ТТЗ и установление функциональной связи его параметров с параметрами структуры и формы исследуемого зуба в целом.
3. Установление номинальных значений входящих в ФММ параметров.

Непосредственное программное решение задачи параметрической идентификации ФММ по экспериментальным данным, полученным на основе ЗС от реального биообъекта, представлено, например, в виде шлифа зуба.

Разработка ФММ ТТЗ, включая и ФФМ ТТД, базируются на общих знаниях фундаментальных физических законов с применением математического аппарата и с учетом результатов экспери-

мента, организованного на основе специально сформированных для этой цели, согласно рис. 1, ЗС. При этом построенная ФММ, естественно, не должна противоречить получаемой информации о ТТЗ при проведении эксперимента с использованием различных по виду ЗС. В идеале, как уже отмечалось, идентификация ТТЗ позволяет определить по измеренным параметрам и характеристикам ФММ действительное состояние исследуемого биообъекта, т. е. решить задачу его диагностики. При этом верификация ФММ исследуемого биообъекта осуществляется по проведенному эксперименту сравнением его действительных состояний с соответствующими состояниями, оцениваемыми по ФММ. Таким образом, понятие идентификации в широком смысле объединяет теоретические методы предварительного анализа реального биообъекта с целью выявления его основных закономерностей с последующим синтезом (построением или уточнением) ФММ с организацией схемы и процесса получения экспериментальных данных в соответствии с рис. 2. Напомним, что идентификация функциональных зависимостей составляет предмет разработки эмпирических формул [22]–[25], при учете доступных априорных сведений, полученных на основе проведенного анализа. Возможны и другие методы идентификации. Хотя идентификация достаточно широко стала применяться лишь с 1960-х гг., соответствующий подход в широком смысле представляет неотъемлемую часть всякой подлинной науки и имеет древнее происхождение.

Применительно к биообъектам уточненная задача идентификации в общем случае формулируется следующим образом. Пусть на основании комплекса априорных данных построена в виде ФММ исследуемого биообъекта, функциональная зависимость между доступной для прямых измерений в соответствии с выбранным видом ЗС физической величиной и параметрами, связанными со свойствами и морфологией исследуемого биообъекта. При этом множество этих параметров делится на две группы. В первую группу входят те параметры, информацию о которых можно получить путем прямого измерения (доступные для наблюдений параметры). К этим параметрам можно отнести, например, геометрические размеры исследуемого биообъекта, координаты исследуемого его фрагмента и другую дополнительную

информацию о биообъекте и его фрагментах, включая величины входного и выходного значений выбранного вида ЗС. Ко второй группе параметров относятся параметры, которые недоступны для прямого измерения (наблюдения), но они входят в установленную ФММ и теоретически могут быть выявлены и учтены. Следовательно, в общем случае функциональная зависимость, определяющая ФММ, имеет вид

$$R = F(\mathbf{X}, \mathbf{Y}), \quad (1)$$

где R – доступная для прямых измерений величина с применением соответствующего вида ЗС; $F(\mathbf{X}, \mathbf{Y})$ – найденная в соответствии с априорными данными ФММ; $\mathbf{X} = (x_1, x_2, \dots, x_m)$ – вектор параметров с составляющими, доступными для установки и прямых измерений, т. е. вектор параметров с известными значениями составляющих в пределах допустимой точности измерения (установки); $\mathbf{Y} = (y_1, y_2, \dots, y_n)$ – вектор параметров с недоступными для прямых измерений и наблюдений, но теоретически установленными составляющими.

При проведении эксперимента с учетом выбранного ЗС получаем результат измерения R^* доступной для прямого наблюдения величины R , зависящей от известных (наблюдаемых) составляющих вектора параметра \mathbf{X} , включая и параметры подаваемого на вход биообъекта ЗС, и от составляющих ненаблюдаемого вектора параметров \mathbf{Y} . В соответствии со схемой (см. рис. 2), выбранный ЗС должен подаваться на реальный исследуемый объект. По существу, речь идет о совместных измерениях неоднородных величин, представленных составляющими векторов \mathbf{X} и \mathbf{Y} при условии отсутствия полной априорной информации, связывающей неоднородные параметры (величины). Отсутствие полной априорной информации объясняется тем, что ФММ может быть построена на основании обобщенной исходной информации, не учитывающей индивидуальные особенности исследуемого биообъекта. Иначе говоря, по сформированной ФММ можно определить только номинальные значения недоступных для прямого измерения параметров. Кроме того, объем обобщенной исходной информации может быть далеко не полным или недостаточно достоверным, либо исходная информация может использоваться с неучтенными искажениями.

Прямые измерения реакции биообъекта на ЗС определяются его видом, функционально связанным с соответствующими физическими парамет-

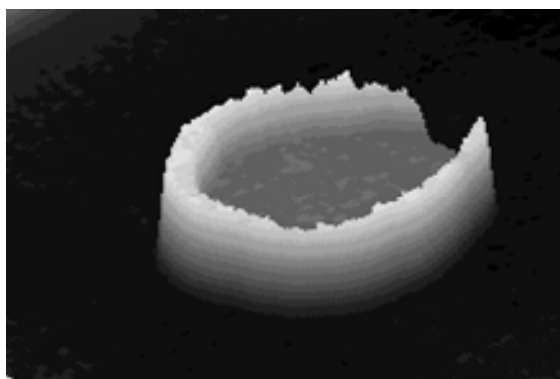
рами, зависящими от структуры исследуемого биообъекта, например с количеством и диаметром канальцев ДТ, пронизывающих дентин. Вместе с тем значение R должно численно формироваться (см. рис. 2) по синтезированной ФММ на основании априори установленных номинальных составляющих векторов параметров наблюдаемого \mathbf{X} и ненаблюдаемого \mathbf{Y} . Тем самым получаем возможность совместить и сравнить результаты реального эксперимента и имитационно-модельного (виртуального) эксперимента на компьютере в соответствии с рис. 2. В зависимости от метода идентификации сравнение результатов реального и виртуального экспериментов могут осуществляться в реальном и условном масштабах времени. При этом значения выходных сигналов R^* для выбранного ЗС реального объекта измеряются и сравниваются с аналогичными численными значениями сигналов R , полученных в результате виртуального эксперимента по установленной ФММ (см. рис. 2). По результатам сравнения в соответствии с выбранным критерием сравнения и алгоритмом идентификации при фиксированном векторе \mathbf{X} осуществляется корректировка априори установленных номинальных значений параметров \mathbf{Y} ФММ до тех пор, пока результаты сравнения R^* и R не удовлетворят экспериментатора или лицо, принимающее решение. При этом алгоритм идентификации в реальном масштабе времени должен реализовываться по так называемой итерационной схеме. В соответствии с данной схемой коррекция искомым значений параметров \mathbf{Y} на последующем такте должна осуществляться по полученным результатам на предыдущем такте измерения.

При идентификации вследствие подачи на исследуемый объект внешнего ЗС и взаимодействия с объектом исследования меняются его наблюдаемые (измеряемые) выходные переменные (характеристики) относительно их исходных значений. В этих изменениях характеристик ЗС и содержится информация о структуре объекта. Поэтому необходимо разработать такой подход к синтезу ФММ, благодаря которому можно было бы функционально связать структуру исследуемого объекта с количественными изменениями ЗС после его взаимодействия с биообъектом – так, чтобы при соответствующих значениях параметров ФММ данные, полученные в реальном и виртуальном экспериментах, совпадали. Предварительный анализ подсказывает, что подходя-

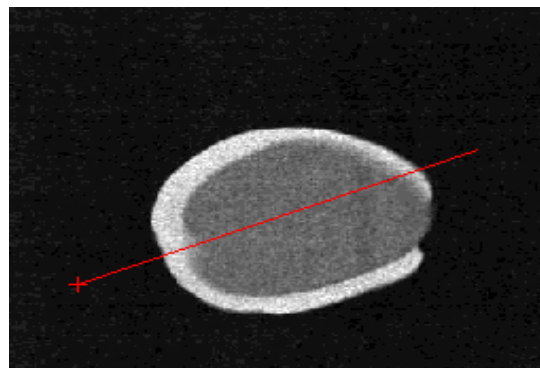
щим видом ЗС, для которого можно осуществить синтез искомой ФММ исследуемой структуры, есть электрический ЗС. Действительно, достаточно точные измерения при проведении эксперимента можно осуществить на основе электрического ЗС соответствующим цифровым средством измерения, использующим градуированную характеристику, связывающую исходные аналоговые данные с установленной единицей измерения в цифровом виде. При этом можно получить значения погрешности измерения до 0.1 % и меньше. Для того чтобы оценить преимущество электрометрического подхода для решения задачи идентификации ТТЗ, предварительно кратко остановимся на анализе результатов использования других методов исследования, включая особенности применения рентгеновского и оптического ЗС для возможного решения аналогичной задачи. Сравнительную оценку целесообразно осуществить исходя из анализа доступной для наблюдения и количественной оценки информации выходного значения ЗС в зависимости от структуры исследуемого биообъекта. Известно [26], что ослабление выходного рентгеновского, как и оптического, сигнала подчиняется закону Бугера–Ламберта–Бера. Согласно этому

закону рентгеновский сигнал ослабляется по экспоненциальному закону с показателем, зависящим от массового коэффициента поглощения просвечиваемого вещества и толщины этого вещества. В свою очередь, массовый коэффициент поглощения нелинейно зависит от атомного номера вещества поглотителя. Последнее свойство играет существенную роль в диагностике на основе рентгеновского ЗС. Однако при исследовании тонкой многослойной структуры ТТЗ, не подверженной патологическим изменениям, данное свойство рентгеновского сигнала играет отрицательную роль, что заметно на рис. 3 (результаты рентгенологического исследования шлифа зуба (рис. 3, а) с последующей оцифровкой результатов измерения структуры шлифа (рис. 3, в)), полученных по сечению шлифа, указанному на рис. 3, б (прямая линия) [14], [15]). Фотографии, приведенные на рис. 3, получены на установке радиовизиографа «Торфу» (Франция) д-р мед. наук, проф. М. А. Чибисовой.

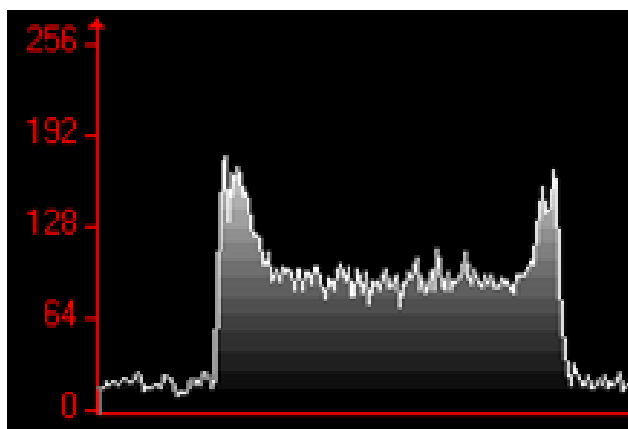
Из рисунка видна хаотичность изменения отфильтрованного и преобразованного в цифровую форму выходного рентгеновского сигнала. Эту хаотичность можно устранить, используя оператор усреднения. Однако при этом результат



а



б



в

Рис. 3

усреднения можно связать только качественно, и то с большим допущением, с той тонкой структурой ТТД, которая выявляется на основе использования других подходов. К этим подходам можно отнести, например, микроскопические исследования или результаты фиксации изменения проходящего через исследуемый биообъект – шлиф зуба, оптического сигнала, отраженного от установленного регулярного геометрического теста

[3], [13], [14]. Причина достаточно большой погрешности даже цифровых рентгеновских измерений состоит в том, что изменение и преобразование в цифровую форму выходного рентгеновского сигнала зависят в основном от состава вещества и почти не реагируют на особенности изменения тонкой структуры биообъекта (в данном случае шлифа зуба), «пронизывая» его в направлении, перпендикулярном торцевой облу-

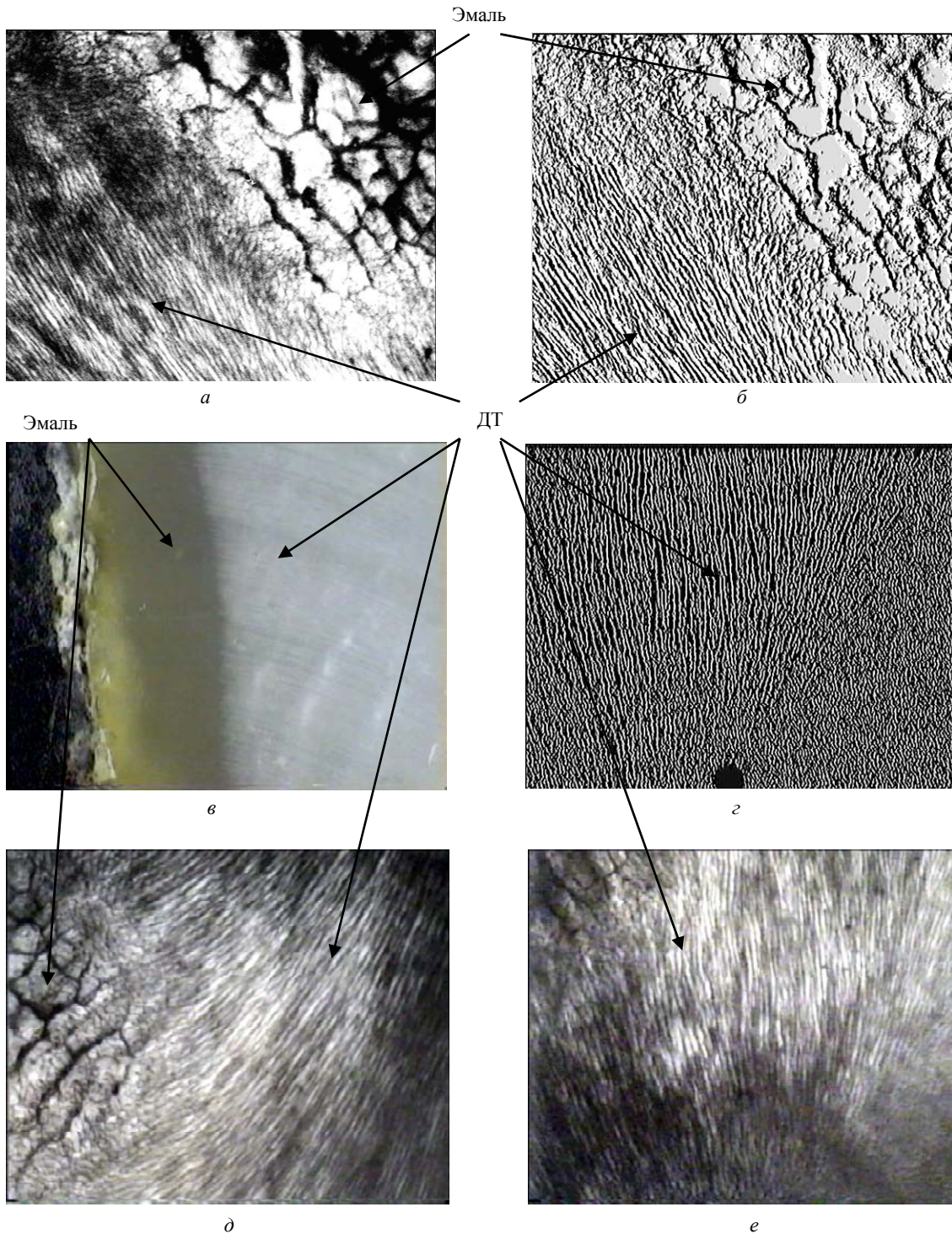


Рис. 4

чаемой поверхности. Иная картина наблюдается при использовании оптического и электрического ЗС. Микроскопические исследования ТТЗ на основе использования фактически оптического ЗС исторически широко применялись при проведении исследований ТТЗ [17]. Благодаря этим исследованиям получены обширные сведения по гистологическому и морфологическому строению ТТЗ и качественные представления об их структуре. Об этом можно судить по результатам наблюдений фрагментов шлифа зуба, приведенных

на рис. 4, где представлены фрагменты шлифа зуба, полученные непосредственно с дисплея компьютера, причем все фотографии, кроме рис. 4, в, приведены после дополнительной программной обработки с целью увеличения контрастности дентинных трубочек. Фотография рис. 4, з приведена с дополнительным увеличением фрагмента фотографии рис. 4, е.

Благодаря современным информационным технологиям, применяемым в микроскопических исследованиях, в процессе эксперимента осу-

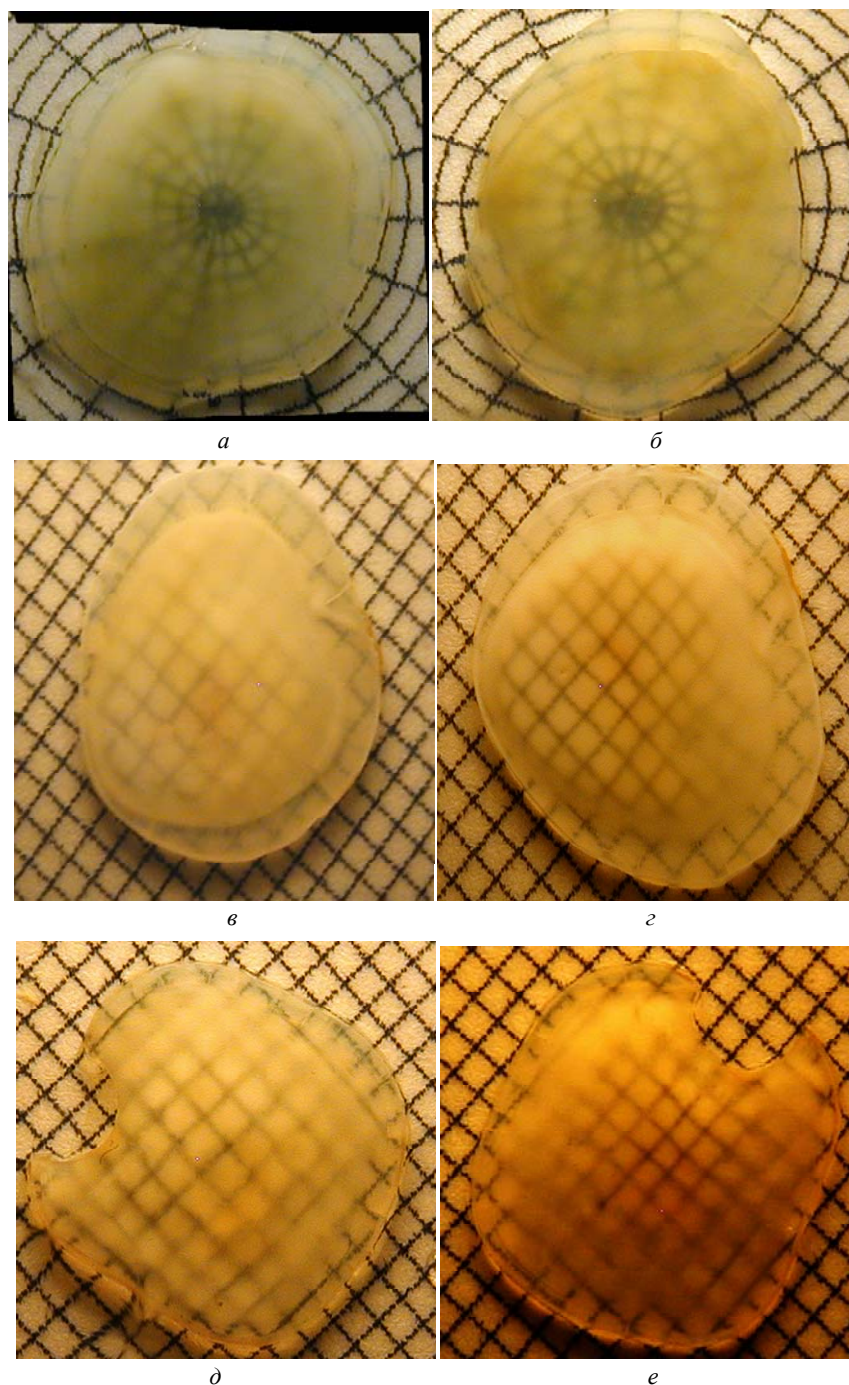


Рис. 5

ществлялось преобразование оптического сигнала в электрический сигнал на основе цветной ПЗС-матрицы с разрешением 0.5 мкм (максимальное увеличение $\times 15\ 000$). Для визуализации информации на дисплее компьютера через его внешний разъем посредством соответствующего интерфейса и программы осуществлялся адресный ввод в компьютер выходного сигнала ПЗС-матрицы через аналого-цифровой преобразователь. Система для ввода и представления информации на дисплее разработана и собрана под руководством доцента СПбГЭТУ «ЛЭТИ» канд. техн. наук В. Н. Игнатъева. По приведенным фотографиям можно судить о наличии определенной статистической, т. е. со случайными отклонениями, регулярности ДТ в исследуемых фрагментах зуба. Эту информацию, казалось бы, можно использовать для разработки ФММ ТТД, однако получаемая по рис. 3 информация, ввиду ее фрагментарности, даже на основании дополнительной программной обработки и когнитивного анализа недостаточна для формирования полного (интегрального) представления об особенностях структуры ТТД. Интегральное (образное) представление и даже количественную информацию об анизотропии и других особенностях структуры ТТД можно получить по рис. 5, на котором приведены фотографии шлифов зуба на фоне различного геометрического теста: радиально-кругового – рис. 5, *а* и *б* и клеточного – рис. 5, *в–е*. Фотографии шлифов зубов, приведенных на рис. 5, выполнены на фоне регулярных геометрических тестов в прямом и перевернутом виде. При этом улучшение прозрачности шлифов зубов для оптического сигнала по всей наблюдаемой поверхности достигалось равномерным смачиванием поверхностей шлифов электролитом KCL.

Из анализа рис. 5 следует:

– устойчивое увеличение и уменьшение исходно установленной структуры теста в выбранном прямом и в противоположном ему наблюдаемом положении шлифа;

– нелинейное искажение исходной равномерно распределенной клеточной структуры теста по всей плоскости шлифа, отличающееся от шлифа к шлифу, не нарушая при этом факта увеличения (уменьшения) структуры теста;

– радиально-круговой тест (*а, б*) демонстрация, что осесимметричная структура шлифа вносит су-

щественно меньшее искажение исходного теста в радиальном направлении, при сохранении свойства увеличения и уменьшения в некотором прямом и в противоположном ему направлениях наблюдения.

Сам факт прохождения оптического сигнала через шлиф зуба подтверждает его незначительное затухание в соответствии с указанным ранее законом Бугера–Ламберта–Бера за счет прохождения сигнала по каналам ДТ, заполненным электролитом KCL, как по оптическому волокну – световоду. На рис. 6 приведен микрофрагмент поперечного сечения ТТД с указанием структурных элементов, влияющих на прохождение оптического и электрического ЗС через шлиф зуба [17]. На рисунке обозначены: ПТД – перитубулярный дентин; ИТД – интертубулярный дентин; ДТ – дентинные трубочки; ООБЛ – отросток одонтобласта; *S* – площадь сечения ДТ, проводящего ток и лучевую энергию оптического сигнала.

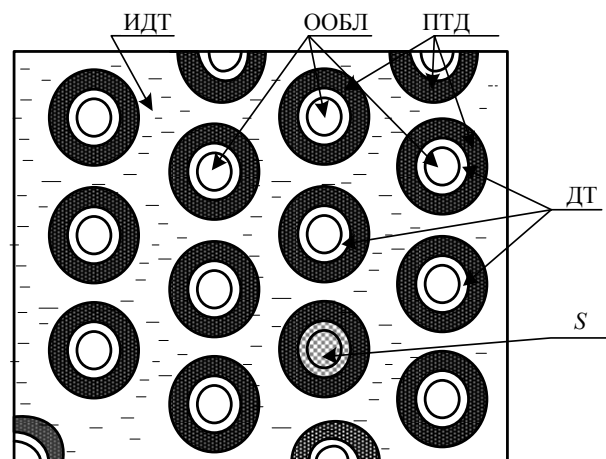


Рис. 6

Нетрудно установить, что основными структурными элементами ТТД, проводящими как оптический, так и электрический сигналы, являются дентинные трубочки ДТ в пределах заштрихованной области *S*. С учетом отмеченных особенностей прохождения оптического сигнала по ДТ единственное объяснение устойчивого увеличения (уменьшения) клеточной геометрии теста в соответствии с рис. 4 в выбранном прямом и в противоположном ему наблюдаемом положении шлифа является конусное расхождение ДТ в матриксе дентина. Причем расхождение ДТ направлено от пульпы к коронке зуба. Однако этой информации недостаточно для когнитивного вывода о причинно-следственных закономерностях, объ-

ясняющих данное расхождение. Представляется, что наиболее правдоподобную гипотезу, объясняющую явление расхождения ДТ, можно связать с механикой зубной системы. Согласно законам механики, у зубной системы в целом и каждого ее зуба должен быть центр сопротивления механическим нагрузкам, возникающим при выполнении зубом основного физиологического назначения, а именно – функций либо откусывания, либо жевательного процесса [20]. Точное положение центра сопротивления зуба, которое прямыми измерениями получить невозможно даже на основе использования «вездесущего» рентгеновского излучения, тем не менее можно определить косвенно в соответствии с ФММ через его координаты, привязанные к некоторым устойчивым и наблюдаемым точке или фрагменту зуба. Исходя из правомерности предложенной гипотезы, с учетом информации, приведенной в [27], целесообразно сформировать рис. 7, который наглядно иллюстрирует предполагаемое нахождение центра сопротивления зуба и указывает на его связь со структурой ДТ и, следовательно, со структурой ТТД, включая его фрагмент – шлиф зуба. Схематическая иллюстрация прохождения ДТ шлифа зуба, приведенная на рис. 7, не только не противоречит рис. 5, но и дает объяснение эффекта, который наблюдается на реальных шлифах, представленных на рис. 5. Естественно, что этот эффект проявляется с некоторыми нелинейными искажениями, связанными с отклонением прохождения ДТ в матриксе в реальных зубах по сравнению с идеальной аппроксимацией, приведенной на рис. 7. Однако эти искажения, судя по приведенным фотографиям, носят второстепенный характер и могут не учитываться в синтезируемой ФММ. Дополнительная информация, подтверждающая указанную структуру ДТ, была получена в работах [3], [5]–[8] на основе применения поляризационного оптического ЗС для анализа особенностей структуры ТТД на шлифах зуба по интерференционной картине, возникающей при прохождении поляризованным светом системы ДТ в исследуемом шлифе. Упорядоченность ДТ по закону осевой симметрии была выявлена по наблюдениям картин проф. В. М. Золотаревым в виде коноскопических фигур типа «мальтийского креста», на выходе шлифа в скрещенных поляризаторах, что подтверждают гипотезу о связи ДТ с центром сопротивления зуба (рис. 7).

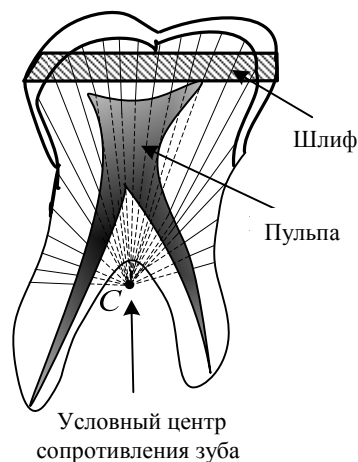


Рис. 7

Однако применение оптического ЗС и сделанные на его основе наблюдения базируются в основном на релевантных выводах при когнитивном анализе образных картин, формируемых оптическим сигналом на выходе объекта исследования. Причем достоверность анализа экспериментально полученных образов из-за сложности учета закономерностей прохождения оптического сигнала через исследуемый объект подтверждается, по существу, только качественно по результатам вербального анализа аналогий, полученных на основе применения методов моделирования с учетом особенностей прохождения оптического сигнала фрагментарно сформированной идеальной модели исследуемого образца. В связи с этим использование оптического ЗС решает задачу идентификации ТТД только частично, так как позволяет математически описать только фрагмент ТТД в области оси симметрии, относительно которой наблюдается расхождение ДТ по аналогии с так называемым фоконом [5]–[7].

Для количественной оценки, руководствуясь формулой (1), на основе экспериментальных данных, правдоподобности высказанной гипотезы о связи ДТ с центром сопротивления зуба и использования ее для синтеза ФММ, необходимо математически привязать координаты условного центра сопротивления зуба к доступным параметрам и характеристикам зуба, которые можно измерить с достаточно высокой точностью, используя прямые методы измерения и соответствующие технические средства на базе электрического ЗС*.

* Данный подход будет рассматриваться в № 6/2018.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А. с. № 1439507 СССР 01 33/53. Способ определения минерализации эмали зуба / В. К. Леонтьев, Г. Г. Иванова, Т. Н. Жорова и др. № 4165132/28-14; заявл. 22.12.86; опубл. 23.11.88. Бюл. № 43.
2. Иванова Г. Г. Медико-технологическое решение проблем диагностики, прогнозирования и повышения резистентности твердых тканей зубов: дис. ... д-ра мед. наук / Омск. гос. мед. акад. Омск, 1997. 48 с.
3. Walton R. E., Outhwaite W. C., Pashley D. F. Magnification – An Interesting Optical Property of Dentin // J. Dental Research. 1976. Vol. 55, № 4. P. 639–642.
4. Разработка и научное обоснование новых способов диагностики, прогнозирования и повышения резистентности эмали зубов к кариесу / Г. Г. Иванова, В. К. Леонтьев, А. Н. Питаева, Т. Н. Жорова // Ин-т стоматологии. 1998. № 1. С. 32–37.
5. Золотарев В. М., Грисимов В. Н. Архитектура и оптические свойства дентина и эмали зуба // Оптика и спектроскопия. 2001. Т. 90, № 5. С. 836–843.
6. Золотарев В. М. Интерференция света в композиционных системах на основе упорядоченных анизотропных волокон. Ч. 1: Физические основы // Оптика и спектроскопия. 2002. Т. 69, № 3. С. 10–14.
7. Интерференция света в композиционных системах на основе упорядоченных анизотропных волокон. Ч. 2: Оптическое исследование влияния структурной организации дентиновых трубочек на строение и форму коронки зуба / В. М. Золотарев, Д. В. Тулин, А. Б. Орешков, Б. З. Волчек, Н. М. Дричко // Оптика и спектроскопия. 2002. Т. 69, № 3. С. 15–20.
8. Кожухов С. С., Золотарев В. М. Моделирование оптических свойств композитных структур на основе анизотропных волокон с осесимметричной укладкой. // Оптический журн. 2003. Т. 70, № 1. С. 12–17.
9. Тихонов Э. П. Роль измерений в идентификации физико-математической модели биологического объекта // Вестн. Метрологической акад. 2003. Вып. 11. С. 14–28.
10. Грисимов В. Н., Золотарев В. М., Тарлыков В. А. Исследование оптической анизотропии твердых тканей зуба человека // Науч.-техн. вестн. 2004. № 13. С. 114–120.
11. Результаты исследования морфологического строения, химического состава и параметров кристаллической решетки апатитов твердых тканей зубов / А. В. Цимбалистов, О. Л. Пихур, О. В. Франк-Каменецкая, В. В. Голубцов, Ю. В. Плоткина // Ин-т стоматологии. 2004. № 2 (23). С. 60–63.
12. Тихонов Э. П. Физико-математическая модель зуба на базе электрического зондирующего сигнала и ее роль в решении проблем диагностики // Ин-т стоматологии. 2004. № 3 (24). С. 74–76.
13. Тихонов Э. П. Микро- и макроморфология в формировании генезиса твердых тканей зуба // Ин-т стоматологии. 2005. № 2 (27). С. 73–77.
14. Системный анализ твердых тканей зубов на основе оптического, рентгеновского и электрического зондирующих сигналов. Ч. I / В. М. Золотарев, Г. Г. Иванова, М. К. Касумова, Т. Ш. Мчедлидзе, Э. П. Тихонов, М. А. Чибисова // Ин-т стоматологии. 2006. № 2 (31). С. 74–76.
15. Системный анализ твердых тканей зубов на основе оптического, рентгеновского и электрического зондирующих сигналов. Ч. II / В. М. Золотарев, Г. Г. Иванова, М. К. Касумова, Т. Ш. Мчедлидзе, Э. П. Тихонов, М. А. Чибисова // Ин-т стоматологии. 2006. № 3 (32). С. 100–103.
16. Системный анализ твердых тканей зубов на основе оптического, рентгеновского и электрического зондирующих сигналов. Ч. III / Н. М. Батюков, Г. Г. Иванова, М. К. Касумова, Т. Ш. Мчедлидзе, Э. П. Тихонов // Ин-т стоматологии. 2007. № 1 (34). С. 102–105.
17. Быков В. Л. Гистология и эмбриология органов полости рта человека. СПб.: Специальная литература, 1999. 247 с.: ил.
18. Борисенко А. В. Кариес зубов. Киев: Книга плюс, 2005. 416 с.: ил.
19. Логинова Н. К., Колесник А. Г., Бартнев В. С. Физиология эмали и дентина // Стоматология. 2006. Т. 85, № 4. С. 60–68.
20. Шварц А. Д. Биомеханика и окклюзия зубов. М.: Медицина, 1994. 185 с.: ил.
21. Могилевский В. Д. Формализация динамических систем. М.: Вузовская книга, 1999. 216 с.: ил.
22. Справочник по теории автоматического управления / под ред. А. А. Красовского. М.: Физ.-мат. лит., 1987. 712 с.; ил.
23. Обобщенный спектрально-аналитический метод обработки информационных массивов. Задачи анализа изображений и распознавания образов / Ф. Ф. Дедус, С. А. Махортых, М. Н. Устинин, А. Ф. Дедус; под общ. ред. Ф. Ф. Дедуса. М.: Машиностроение, 1999. 337 с., ил.
24. Цыпкин Я. З. Информационная теория идентификации. М.: Наука. Физматлит, 1995. 336 с., ил.
25. Холманский А. С. Электромеханические модели в нейрофизиологии зубов // Совр. стоматология. 2011. № 2. С. 67–69.
26. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика: учеб. для мед. спец. вузов. 3-е изд., испр. М.: Высш. шк., 1999. 616 с.: ил.
27. Тихонов Э. П. Состояние и перспективы теоретико-экспериментальных исследований морфологии твердых тканей зубов. Ч. III: Математическое описание и результаты эксперимента // Биотехносфера. 2014. № 4 (34). С. 32–40.

G. G. Ivanova, M. K. Kasumova

*Private educational institution of advanced professional education
«The Saint Petersburg dental institute of postgraduate training»*

E. P. Tikhonov

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

INFORMATION TECHNOLOGIES IN IDENTIFICATION OF TOOTH HARD TISSUE STRUCTURE UNDER SYSTEMIC CONCEPTION: INITIAL INFORMATION, ANALYSIS OF ACHIEVED RESULTS AND GENERAL TARGET SETTING

Relying on a short survey on the base of information technologies and identification methods the task is set to consider and substantiate the method of synthesis of mathematical and physical model (MPM) to describe the tooth hard tissue structure. To estimate quantitatively the MPM parameters on the basis of experimental data and taking into account the formulated hypothesis of dentine tubules to be connected with the tooth resistance center, it would be reasonable to mathematically bind the coordinates of conditional tooth resistance center to the available parameters and characteristics of the tooth. It has been shown that these parameters and characteristics can be measured by means of methods and technical tools using the electrical probe signal. The parameters and characteristics required for tooth hard tissue identification can be measured based on a complex approach including the electrometrical methods and measuring facilities. The results of indirect measurements are expected to widen the list of signs to be diagnosed, thus enlarging the possibilities and facilitating further development of known diagnostic tools.

Photoplethysmography, pulse wave, ECG, correlation analysis, synchronous averaging method
