

## Интерферометрический прибор для определения кариеса под десной

### Аннотация

В работе перспективность и актуальность исследования подтверждается демонстрацией возможности использования интерферометрического прибора с источником излучения, когерентно-ограниченным во времени, для измерений в стоматологии терапевтической. Проведены экспериментальные исследования начального кариеса под десной *in vivo* в области верхнечелюстной и нижнечелюстной арок у левостороннего и правостороннего клыков. Проанализирована зависимость распределение коэффициента отражения  $R$  по глубине анализа сцены десны при отсутствии начального кариеса и при его наличии. Получены экспериментальные результаты об определении кариеса в начальной стадии, который можно измерять с погрешностью 2,1 мкм. Приведена схема интерферометрического прибора, и даны технические характеристики: погрешность измерений – 2,1 мкм; диапазон измерений глубины анализа – 0...4 мм; частота измерений – 46 Гц; среднее расстояние от микрообъектива до объекта – 120 мм.

### Введение

В настоящее время огромный интерес представляют оптические приборы и системы в медицине, в частности в терапевтической стоматологии. Особое место занимают интерферометрические приборы в разном техническом исполнении для исследований биологических объектов [1]-[3]. Оптические методы измерений подповерхностных слоев биологических объектов и работы соответствующих приборов основаны на анализе светового излучения, отраженного от контролируемого объекта [4]-[7]. Анализ литературных данных показал, что наиболее перспективными в этом классе приборов являются интерференционные приборы, в которых используются схемы Майкельсона и когерентно-ограниченные источники излучения. Приборы указанного типа имеют ряд преимуществ по сравнению с аналогичными устройствами: упрощены их конструкция и необходимое регламентное техническое обслуживание, уменьшены массогабаритные характеристики датчика, а также общая стоимость изделия [8]-[11].

На сегодняшний день повышенный интерес исследователи проявляют к определению начального кариеса под десной *in vivo*. В большинстве случаев врачу-стоматологу сложно определить кариес под десной на начальном этапе.

Поэтому целью рассматриваемой работы является проведение исследований начального кариеса в стадии пятна под десной *in vivo* интерферометрическим прибором, использующим источник излучения, когерентно-ограниченный во времени.

### Интерферометрический прибор для измерения начального кариеса под десной *in vivo*

Для проведения экспериментальных исследований был разработан интерферометрический прибор для измерений начального кариеса под десной *in vivo*, схема которого представлена на рис. 1. Схема построена на основе интерферометра Майкельсона, в который вместо одного из зеркал помещен биологический объект. В качестве источника излучения использовался суперлюминесцентный диод 1 с длиной волны излучения  $\lambda = 1,65$  мкм, длиной когерентности  $l_c = 70$  мкм, мощностью излучения 10 мВт и диаметром пятна на поверхности  $d = 70$  мкм. Микрообъектив 2 ( $10^x, f = 15,5$  мм,  $A = 0,3$ ) фокусировал излучение источника на глубину от 0 до 4000 мкм контролируемого биологического объекта 4 и на опорную поверхность (зеркало 9).

В процессе измерений производилась модуляция оптической разности хода  $O_1M-O_1N$  в сканирующем режиме – за счет сканирования опорного зеркала 9 ( $O_1M$ ). Последнее крепилось на пружинном параллелограммном механизме, колебания которого возбуждались электромагнитным модулятором 12. Момент равенства оптических длин плеч интерферометра  $O_1M$  и  $O_1N$  соответствовал максимуму контраста интерференционного поля и соответственно максимуму сигнала фотоприемника 6.

При сканировании зеркала 9 изменение оптической длины опорного плеча интерферометра определялось с помощью пары голограммических дифракционных решеток 13, одна из которых была неподвижна, а другая – жестко связана со сканирующим зеркалом 9. Направление взаимного смещения дифракционных решеток на схеме обозначено стрелкой. Шаг решеток равен 1,5 мкм. Решетки освещались источником 15, сигнал регистрировался фотоприемником 16.

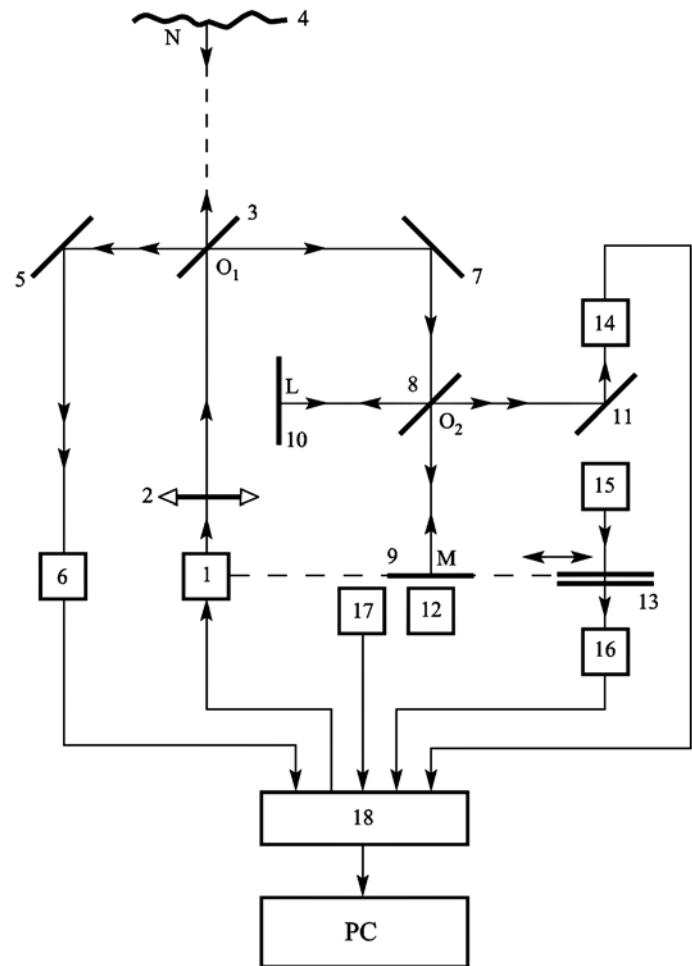


Рис. 1. Схема интерферометрического прибора:  
1, 15 – суперлюминесцентные диоды; 2 – микрообъектив;  
3, 8 – светофильтры; 4 – объект; 5, 7, 9, 10, 11 – зеркала;  
6, 14, 16 – фотоприемники; 12 – модулятор;  
13 – дифракционные решетки; 17 – датчик скорости;  
18 – блок электронной обработки сигналов; PC – компьютер

Начало отсчета определялось с помощью второго интерферометра Майкельсона, образованного светоделителем 8, зеркалом 10 и общим для двух интерферометров сканирующим зеркалом 9. Начало отсчета соответствовало максимуму сигнала фотоприемника 14, который наблюдался в момент равенства длин плеч  $O_2L$  и  $O_2M$ . Этот сигнал являлся опорным: относительно него отсчитывалось временное положение максимума информационного сигнала фотоприемника 6.

Размер зондирующего пятна по глубине сцены анализа объекта определял амплитуду информационного сигнала. Поэтому при проведении измерений было необходимо, чтобы зондирующее излучение было сфокусировано по всей глубине анализа. Для выполнения этого требования в экспериментальном устройстве использовалось следующее техническое решение: пространственное положение источника 1 также модулировалось во времени вдоль оси излучения с частотой сканирования опорного зеркала 9. При этом требование фокусировки излучения по всей глубине анализа (0...4000 мкм) выполнялось при соотношении амплитуд сканирования источника и опорного зеркала 1:60. Основанием для определения этого соотношения являлись расстояние до объекта (120 мм) и фокусное расстояние микрообъектива 2 (15,5 мм).

Интерферометр позволял измерять относительную величину расстояния до объекта: расстояние до объекта отсчитывалось от некоторой базовой плоскости, соответствующей временному положению максимума опорного сигнала фотоприемника 14. Искомая информация содержалась во временном интервале между максимумами сигналов фотоприемников 6 и 14. Указанный временной интервал находился путем подсчета импульсов фотоприемника 16 при сканировании дифракционных решеток 13. Для получения искомой информации об измерениях сигналы фотоприемников 6, 14 и 16 подвергались аналоговой и цифровой обработке.

### Экспериментальные измерения

В работе представлены результаты измерений начального кариеса под десной *in vivo* в области верхнечелюстной арки левостороннего и правостороннего клыков (рис. 2) и нижнечелюстной арки левостороннего и правостороннего клыков (рис. 3).

челюстной арки левостороннего и правостороннего клыков (рис. 3). Измерения проводились на интерферометрическом приборе, схема которого представлена на рис. 1. При динамических измерениях, к которым относятся измерения *in vivo*, необходимо было обеспечить независимость результатов измерений от возможных смещений контролируемой области за время сканирования. В этом случае использовался специальный прикусной блок, который фиксировал верхнечелюстную и нижнечелюстную арки.

В эксперименте глубина анализируемого участка десны составляла от 0 до 4000 мкм. Измерения проводились поточечно с частотой 46 Гц на 30 пациентах, имеющих начальный кариес, и на 30 пациентах, не имеющих его в исследуемых областях. Представленные кривые получены в результате усреднения измерений в 4000 точках исследуемой области десны. Информация о начальном кариесе под десной была получена следующим образом: сканировалась исследуемая область при наличии и отсутствии кариеса, полученные кривые усреднялись и были отличны друг от друга (рис. 2, 3). По кривым 3 и 4 можно было судить о глубине залегания кариеса, а также о его геометрическом размере. Для обеспечения съема информации с такого участка интерферометр измерял по одной координате линейно, по другой – по синусоидальному закону [12]-[15].

Анализируемый участок десны (область нижних и верхних клыков) зондировался по нормали. Прибор функционировал в режиме сканирования. В этом случае модуляция разности хода интерферирующих волн (пучков) позволяет получить распределения амплитуды отраженного сигнала по глубине подповерхностного слоя десны. Амплитуда интерференционного сигнала пропорциональна коэффициенту отражения нерассеянной компоненты от оптической неоднородности, положение которой определяется равенством длин плеч интерферометра. Таким образом, на рис. 2 представлено распределение амплитуды отраженного сигнала при наличии в подповерхностном слое десны начального кариеса у клыков в верхнечелюстной арке, а на рис. 3 – у клыков в нижнечелюстной арке.

Измерения проводились при следующих характеристиках системы [16]-[18]:

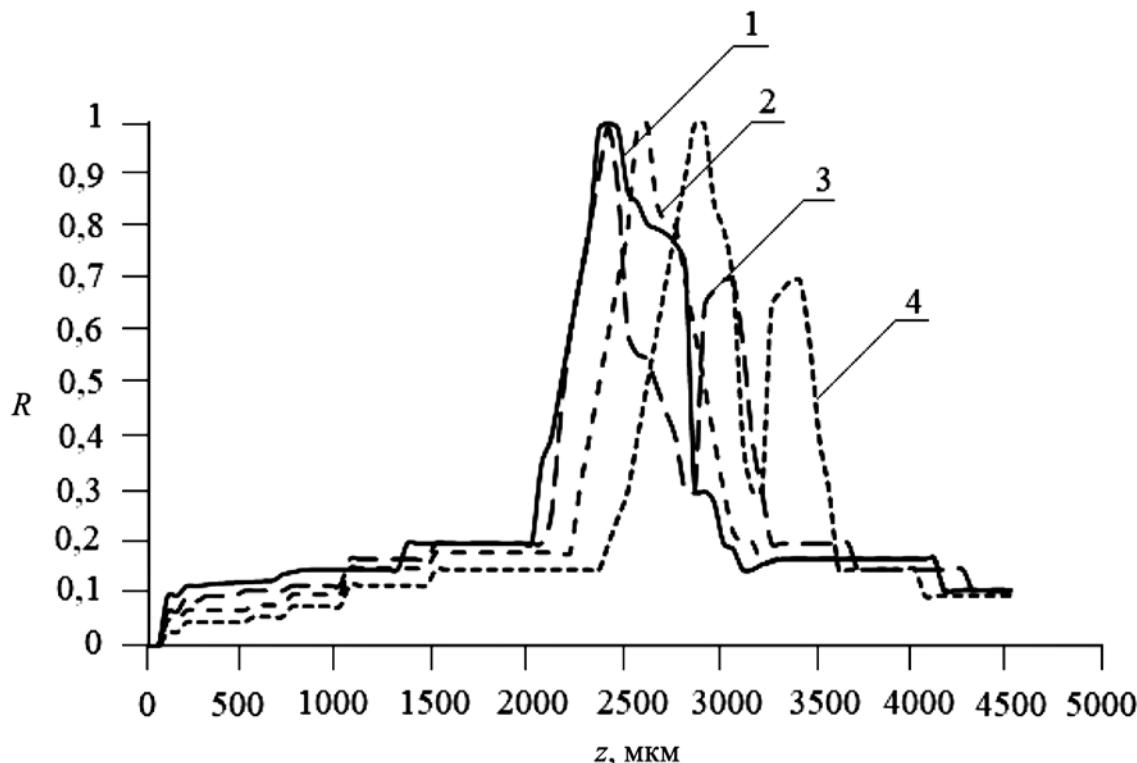


Рис. 2. Распределение коэффициента отражения  $R$  по глубине десны в верхнечелюстной арке: при отсутствии начального кариеса под десной *in vivo* в области левостороннего 1 и правостороннего 2 клыков; при наличии в области левостороннего 3 и правостороннего 4 клыков

- погрешность измерений  
 $\sigma_z = (0,03...0,1)l_c$  – для  $\theta = 0...30^\circ$ ;  
 $\sigma_z = (0,3...0,8)l_c$  – для  $\theta = 45...60^\circ$ ;
- диапазон измерений глубины анализа – 0...4 мм;
- частота измерений – 46 Гц;
- среднее расстояние от микрообъектива до объекта – 120 мм.

## Заключение

В работе отмечено, что при нормальном падении зондирующего луча на контролируемую область десны погрешность не превышает 2,1 мкм. Экспериментальные результаты исследования начального кариеса под десной на глубинах от 2500 до 3500 мкм показывают, что предложенный прибор для исследований актуален в терапевтической стоматологии. Полученные результаты позволяют обнаруживать кариес под десной *in vivo* на ранней стадии его формирования с точностью до 2,1 мкм. Разработанным интерферометрическим прибором можно определить изменения зубной ткани (кариес) под десной и в дальнейшем принять правильное решение врачу-стоматологу. Этот прибор компактен и имеет низкую стоимость по сравнению с зарубежными аналогами. Проведенные экспериментальные исследования могут представлять интерес для терапевтической стоматологии.

## Список литературы:

1. Майоров Е.Е., Котов И.Р., Хопов В.В. Интерферометрические исследования биологических объектов // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2004. № 15. С. 70-72.
2. Афанасьев В.А. Оптические измерения. – М.: Недра, 1968. 263 с.
3. Геликонов В.М. и др. Когерентная оптическая томография микронеоднородностей биотканей // Письма в ЖЭТФ. 1995. Т. 61. Вып. 2. С. 149-153.
4. Hausler G., Lindner M.W. Coherence radar and spectral radar – new tools for dermatological diagnosis // F. Biomed. Opt. 1998. Vol. 3. № 1. PP. 21-31.
5. Большаков О.П., Котов И.Р., Хопов В.В. Система для измерения рельефа поверхности и упругости кожи // Медицинская техника. 1997. № 5. С. 35-38.
6. Majorov E.E., Prokopenko V.T. A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects // Biomedical Engineering. 2012. Vol. 46. № 3. РР. 109-111.
7. Захарьевский А.Н. Интерферометры. – М.: Оборонгиз, 1952. 296 с.
8. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т., Удахина С.В., Цыганкова Г.А., Черняк Т.А. Оптико-электронная компьютерная система для обнаружения внешних агентов в подповерхностных слоях кожного покрова // Медицинская техника. 2016. № 2. С. 7-10.
9. Maiorov E.E., Prokopenko V.T., Mashkevich A.C., Tsygankova G.A., Kurlov A.V., Khokhlova M.V., Kirik D.I., Kapralov D.D. Experimental study of metrological characteristics of the automated interferometric system for measuring the surface shape of diffusely reflecting objects // Measurement Techniques. 2017. Vol. 60 (10). PP. 1016-1021.
10. Креопалова Г.В., Лазарева Н.Л., Пуряев Д.Т. Оптические измерения. – М.: Машиностроение, 1987. 264 с.
11. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т., Ушверидзе Л.А. Расчет параметров сканирования интерферометрической системы контроля формы диффузно отражающих объектов // Приборы. 2012. № 7 (145). С. 23-25.
12. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т. Интерферометрия диффузно отражающих объектов. – СПб.: Издат. НИУ ИТМО, 2014. С. 193.
13. Малакара Д. Оптический производственный контроль / Пер. с англ. под ред. А.Н. Соснова. – М.: Машиностроение, 1985. 340 с.

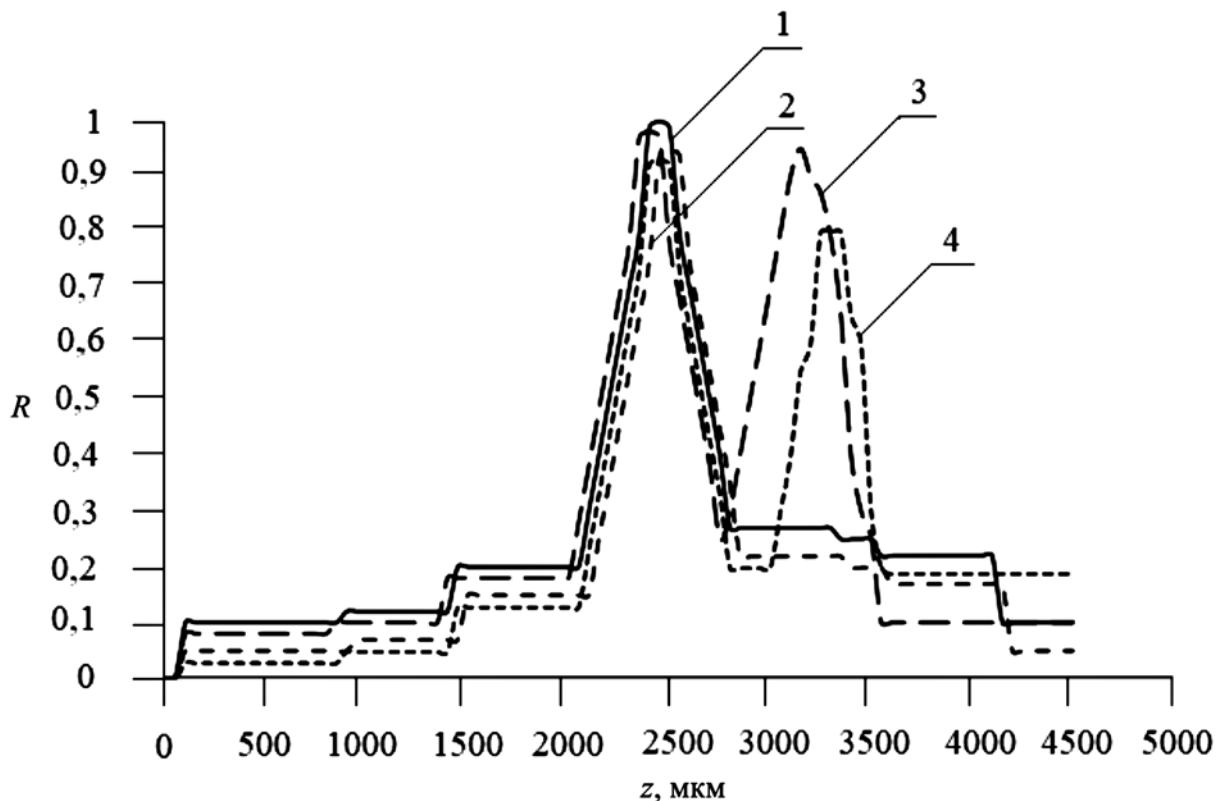


Рис. 3. Распределение коэффициента отражения  $R$  по глубине десны в нижнечелюстной арке: при отсутствии начального кариеса под десной *in vivo* в области левостороннего 1 и правостороннего 2 клыков; при наличии в области левостороннего 3 и правостороннего 4 клыков

14. Maiorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface examination // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 47. № 6. PP. 304-306.
15. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Удахина С.В., Цыганкова Г.А., Хайдаров Г.Г., Черняк Т.А. Разработка компьютерной интерференционной системы контроля негладких поверхностей // Приборы. 2015. № 11 (185). С. 26-31.
16. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т., Машек А.Ч., Цыганкова Г.А., Курлов А.В., Хохлова М.В., Кирик Д.И., Капров Д.Д. Экспериментальное исследование метрологических характеристик автоматизированной интерферометрической системы измерения формы поверхности диффузно отражающих объектов // Измерительная техника. 2017. № 10. С. 33-37.
17. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Цыганкова Г.А., Поликарпова А.А., Константинова А.А., Хохлова М.В. Исследование интерферометра Майкельсона с когерентно-ограниченным источником излучения для контроля диффузно отражающих объектов // Известия ТулГУ. Технические науки. 2018. Вып. 4. С. 387-397.
18. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Цыганкова Г.А., Абрамян В.К., Хайдаров Г.Г., Хайдаров А.Г., Константинова А.А. Анализ интерференционного сигнала когерентно-ограниченной системы контроля негладких поверхностей // Известия ЮФУ. Технические науки. 2018. № 2. С. 221-233.

Евгений Евгеньевич Майоров,  
канд. техн. наук, зав. кафедрой,  
Университет при Межпарламентской  
Ассамблее ЕврАзЭС,  
Людмила Ивановна Шаламай,  
канд. мед. наук, доцент,  
Первый Санкт-Петербургский  
государственный медицинский университет  
им. акад. И.П. Павлова,  
Александр Владимирович Дагаев,  
канд. техн. наук, доцент,  
Санкт-Петербургский университет  
технологий управления и экономики,  
Дмитрий Игоревич Кирик,  
канд. техн. наук, доцент,  
Санкт-Петербургский государственный  
университет телекоммуникаций  
им. проф. М.А. Бонч-Бруевича,  
Марина Владимировна Хохлова,  
канд. техн. наук, доцент,  
Военно-космическая академия  
им. А.Ф. Можайского,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: majorov\_ee@mail.ru

С.И. Головкова, Ю. Рюдигер

## Рентгеносенситометрические характеристики систем для общей рентгенографии при автоматической обработке пленок в разных реактивах

### Аннотация

Методом ИСО исследованы рентгеносенситометрические характеристики синих и зеленых систем экран/пленка для общей рентгенографии, включающих в себя наиболее распространенные в России синечувствительные и ортохроматические пленки. Проведено сравнение значений чувствительности, среднего градиента, минимальной и максимальной плотности, полученных при автоматической обработке пленок в реактивах трех производителей.

### Введение

Мы неоднократно публиковали данные о рентгеносенситометрических характеристиках рентгенографических пленок общего назначения при автоматической обработке в разных реактивах [1]-[5]. Во всех этих работах исследование проводилось методом ОСТ [6], который является стандартным методом исследования рентгеносенситометрических характеристик пленок в нашей стране на протяжении нескольких десятилетий. Следует отметить, что сенситометрические параметры рентгенографических пленок общего назначения, определявшиеся этим методом, на самом деле являются характеристиками систем, поскольку пленки экспонировались в кассетах в комбинации с эталонными усиливающими экранами. Однако из-за модуляции экспозиции по шкале времени и применения многократного экспонирования метод ОСТ может приводить к искажению рентгеносенситометрических характеристик систем с усиливающими экранами. Позднее в нашей стране был внедрен метод ИСО [7], в котором модуляция экспозиции осуществляется по шкале интенсивности, а все поля сенситограммы экспонируются однократно и в течение одного и того же времени. Первый опыт применения нами этого стандарта с подробным сравнением двух разных методов и полученных результатов отражен в работе [8]. Настоящее исследование предпринято с целью сравнения рентгеносенситометрических характеристик систем экран/пленка для общей рентгенографии, полученных методом ИСО при автоматической обработке пленок в разных реактивах.

### Материалы и методика исследования

Нами были исследованы рентгеносенситометрические характеристики различных синих и зеленых систем для общей рентгенографии. Синие системы включали в себя комплект усиливающих экранов «Ренекс ЭУ-В2» и одну из синечувствительных пленок: «Curix RP-1» (производства «Agfa HealthCare N.V.»), «Retina XBE» («Carestream Health Inc.»), «Super RX-N» («Fujifilm Corp.») или «Super RX» («Fujifilm Corp.»). В состав зеленых систем входил комплект усиливающих экранов «Ренекс ЭУ-Г3», а также одна из ортохроматических пленок: «Ortho CP-GU» («Agfa HealthCare»), MXG («Carestream Health») или «Super HR-U» («Fujifilm»). Экспонирование всех систем экран/пленка осуществлялось в кассете «Ренекс КРП» в соответствии с положениями стандарта ИСО [7]. Для обработки сенситограмм поочередно применялись реактивы «РЕНМЕД-АВТО-ПК»/«РЕНМЕД-АВТО-ФК» (производства ООО «Фирма «ВИПС-МЕД»), «SFM ROLL-D»/«SFM ROLL-F» («SFM Hospital Products GmbH») или «Х-ОМАТ EX II»/«RP X-OMAT LO» («Carestream Health Inc.»). Обработка сенситограмм во всех случаях проводилась в проявочном автомате «Compact 2» («Protec Medizintechnik GmbH») в одинаковых условиях: температура проявителя – 33 °C, продолжительность цикла – 2,2 мин.

Значения среднего градиента определялись по характеристическим кривым, полученным методом ИСО при качестве излучения II [7], характеризуемом слоем половинного ослабления (СПО) 5,7 мм Al (66 кВ, дополнительная фильтрация