

## ТРАНСМИССИОННАЯ ОПТИЧЕСКАЯ МАММОГРАФИЯ КАК ПЕРСПЕКТИВНЫЙ МЕТОД СКРИНИНГ - ДИАГНОСТИКИ РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Пьянов И.В.

**В** структуре заболеваемости злокачественными новообразованиями женского населения России и смертности женщин в РФ наибольший удельный вес имеют злокачественные опухоли молочной железы. Актуальность диагностики рака молочной железы, в том числе с помощью скрининговых методов, не вызывает сомнений и имеет важное медико-социальное значение.

Сделан обзор диагностических систем для оптической маммографии. Метод трансмиссионной оптической маммографии применим для скрининговой диагностики, поскольку позволяет провести быструю, безопасную и безболезненную процедуру ранней диагностики рака и выявить прочие заболевания молочной железы.

**Ключевые слова:** маммография, молочная железа, рак молочной железы, скрининг, трансмиссионная оптическая маммография, рентгеновская компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, ультразвуковое исследование, коэффициент поглощения, коэффициент рассеяния.

### TRANSMISSION OPTICAL MAMMOGRAPHY AS A PERSPECTIVE METHOD OF SCREENING DIAGNOSTICS OF BREAST CANCER

Pyanov I.V.

**T**he malignant breast tumors have the largest share in the structure of incidence of cancer in the female population and mortality among women in Russia. There is no doubt, that breast cancer diagnostics including screening methods has actuality and important medical and social value.

A review of diagnostic systems for optical mammography is presented. The method of transmission optical mammography is applicable for screening, because it allows to carry out quick, safe and painless procedure for early cancer diagnostics and identify other breast diseases.

**Keywords:** mammography, breast cancer, screening, transmission optical mammography, computed tomography, magnetic resonance imaging, ultrasonography, absorption coefficient, scattering coefficient.

ФГАОУ ВПО «Национальный исследовательский университет «МИЭТ».

Кафедра биомедицинских систем.  
г. Москва, г. Зеленоград, Россия

National Research University of Electronic Technology.  
Biomedical Systems Department.  
Moscow, Zelenograd, Russia

**В** структуре смертности населения России злокачественные новообразования занимают второе место (14,9%) после болезни сердечно-сосудистой системы (54,8%) [1], а в структуре заболеваемости злокачественными новообразованиями женского населения России из года в год первое место занимает рак молочной железы (МЖ) (20,7%). Он является ведущей онкологической патологией у женского населения страны. В структуре смертности

женщин наибольший удельный вес имеют злокачественные новообразования молочной железы (17,1%). Поэтому диагностика рака МЖ на ранних стадиях является современной и актуальной задачей диагностической медицины в связи с ростом заболеваемости и низким уровнем диагностики.

Маммография, как основной метод медицинской диагностики женских молочных желез, используется и для диагностики при наличии у

пациентки жалоб (например, мастопатии, фиброаденомы или же онкологического заболевания), и для скрининга (массового обследования женского населения с целью выявления заболевания раком МЖ или факторов риска), что позволяет выявить рак МЖ на ранней стадии. Скрининг дает возможность как можно раньше начать лечение, до прогрессирования онкологического заболевания [2-4].

Маммографическое обследование должно регулярно выполняться женщинам старше 40 лет. Если же пациентка входит в группу риска развития рака МЖ, а именно: имеет наследственную предрасположенность (т.е. случаи с доказанным семейным анамнезом рака МЖ) либо ранее проходила лучевую терапию в области груди, то в таком случае рекомендуется начинать скрининговые маммографии с более раннего возраста. Наиболее эффективным методом скрининга является рентгеновская маммография в двух проекциях [3-4]. Для обследования применяют пленочные или цифровые маммографы, причем основное отличие последних заключается в том, что медицинское изображение МЖ формируется непосредственно в компьютере, а не на рентгеновской пленке. Это позволяет проводить дополнительную обработку маммограммы с помощью специального программного обеспечения. В ходе исследования молочные железы пациентки размещаются между двумя компрессионными пластинами и подвергаются сжатию, которое необходимо для уменьшения толщины тканей МЖ, поглощающих рентгеновское излучение. За счет этого повышается эффективность выявления изменений в тканях МЖ. Затем снимается изображение МЖ в двух проекциях (прямой и боковой). Однако в ходе такой процедуры пациентки испытывают определенный дискомфорт, связанный со сжатием молочных желез. Кроме того, на организм оказывается малое, но, все же, радиационное воздействие, что является потенциально опасным. По этой причине абсолютным противопоказанием к назначению рентгеновской маммографии являются беременность и период лактации.

Для обследования молочных желез у молодых женщин (до 35 лет) применяют достаточно эффективный и безопасный диагностический метод – ультразвуковое исследование (УЗИ), т.к. ткани их МЖ более плотные, что делает процедуру рентгеновской маммографии в таком случае не только неэффективной, но и травматичной. Поэтому в случае беременности и в период лактации, во избежание лучевой нагрузки на организм матери и дитя, используют УЗИ МЖ, а в сложных случаях применяют магнитно-резонансную томографию (МРТ) или биопсию.

Томография в последние годы стала одним из незаменимых диагностических инстру-

ментов в самых разных отраслях медицины, в том числе и в области диагностики женской репродуктивной системы. Применение компьютерной (рентгеновской) томографии (КТ) и МРТ для диагностики МЖ также находят свое применение в диагностике. Несмотря на сравнительно высокую стоимость КТ/МРТ-исследования, его распространенность и частота применения растет с каждым годом. Но, наряду с широкими диагностическими возможностями, при компьютерной томографии организм подвергается радиационному воздействию, а доза облучения от одного такого исследования варьирует от нескольких мЗв до нескольких десятков мЗв. Это сравнимо с годовой нагрузкой фоновой радиации. МРТ от КТ МЖ отличается еще более высокая стоимость. При этом КТ и МРТ молочной железы не отменяют, а дополняют основные методы исследования МЖ – рентгеновскую маммографию и УЗИ. Все это делает рентгеновскую маммографию на сегодняшний день и в ближайшем обозримом будущем наиболее распространенным диагностическим инструментом для исследования этого деликатного органа.

Однако за последние два десятилетия успел заявить о себе метод трансмиссионной (от англ. transmission – пропускание, прохождение) оптической томографии (ТОТ) и, в частности, трансмиссионной оптической маммографии (ТОМ), применяющий лазерное (оптическое) излучение для облучения МЖ и имеющий ряд неоспоримых преимуществ перед общеизвестными методами визуализации женских МЖ [5-6].

Главными преимуществами ТОМ являются безопасность и комфортность диагностической процедуры исследования МЖ. Первое достигается за счет использования для визуализации биотканей неионизирующего оптического (лазерного) излучения, преимущественно инфракрасного, а также видимого диапазонов из так называемого «диагностического окна прозрачности» (0,6-1,1 мкм) [7-8]. Это излучение не только не дает дозовой нагрузки на организм, но и наименее ослабляется в тканях МЖ, достаточно глубоко проникая в них. А комфортность процедуры состоит в том, что при применении ТОМ не требуется болезненное сжатие молочной железы пациентки, что делает выполнение маммографии комфортным и безболезненным.

Использование ТОМ делает возможным проведение многократных скрининговых обследований МЖ в течение короткого интервала времени; применяемые алгоритмы пространственной визуализации молочной железы обеспечивают восстановление не только коэффициента поглощения биоткани, но и коэффициента рассеяния, что способствует повышению информативности диагностики. Кроме этого, стоимость ТОМ-оборудования и затраты на подго-

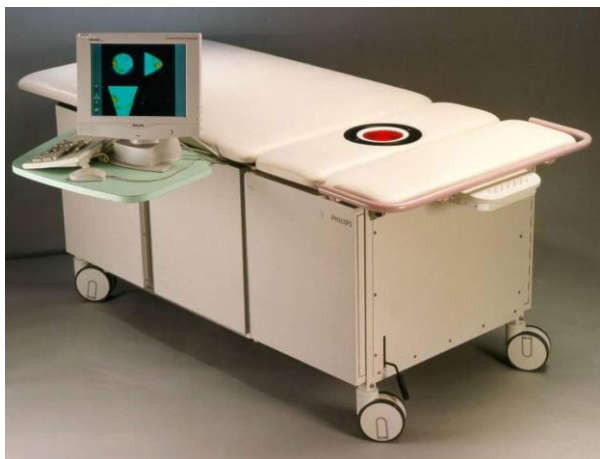


Рис. 1,а.

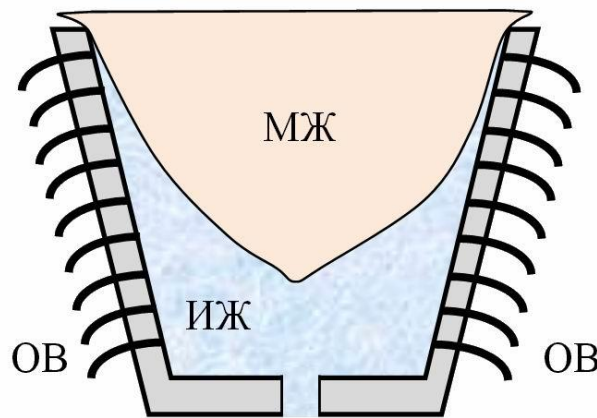


Рис. 1,б.

**Рис. 1.** Внешний вид оптического томографа OMPS (а) и его сканирующая система в разрезе (б), где МЖ – молочная железа, ОВ – оптические волокна, ИЖ – иммерсионная жидкость.

товку помещения для размещения оптического маммографа существенно дешевле КТ или МРТ.

Интерес медицины и техники к ТОТ и ТОМ объясняется высокой практической значимостью трансмиссионной оптической томографии и маммографии [7-9], а также научной сложностью самой задачи [10]: в оптическом диапазоне взаимодействие излучения с биотканью носит более сложный характер, т.к. оно подвергается существенно большему ослаблению в тканях, что приводит к значительным трудностям как при регистрации, так и при математической обработке полученных данных.

В первые годы развития ТОМ предполагалось, что со временем оптические маммографические системы заменят рентгеновские маммографы. Однако в настоящее время определена основная область применения ТОМ как инстру-

мента массового скрининга женского населения.

Цель статьи – сделать обзор существующих диагностических систем, реализующих метод трансмиссионной оптической маммографии; сравнить возможности оптической маммографии с традиционными методами исследования молочных желез, показав применение ТОМ в реальной клинической практике для скрининговых обследований с целью выявления заболеваний молочных желез.

Существующие прототипы диагностических систем для ТОМ в зависимости от типа используемого оптического излучения можно условно разделить на ТОМ для непрерывного излучения, ТОМ во временной области (импульсное излучение) и ТОМ в частотной области (частотно-модулированное излучение). Ряд ТОМ-

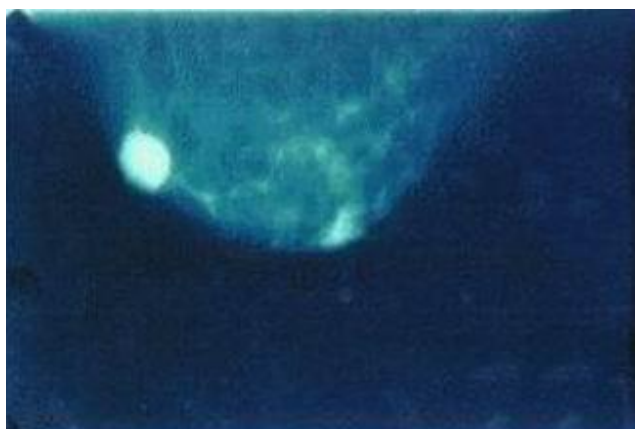


Рис. 2,а.

**Рис. 2,а.** Традиционная рентгеновская маммография в краниокаудальной проекции.

Маммограмма правой МЖ, содержащей уплотнение диаметром около 2 см.

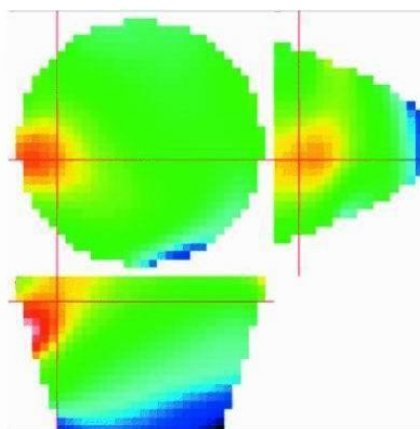


Рис. 2,б.

**Рис. 2,б.** OPMS на длине волны 780 нм в краниокаудальной, медиолатеральной и корональной проекциях.

Маммограмма правой МЖ, содержащей уплотнение диаметром около 2 см.



Рис. 3.

**Рис. 3. Обследование пациентки с помощью системы СТЛМ.**

систем проходит стадию клинических испытаний или уже разрешен для применения. Согласно прогнозам экспертов, при распространении ТОМ для диагностики МЖ в медицинской практике объемы продаж оптических маммографов будут составлять несколько тысяч ТОМ-систем в год, а их стоимость будет сопоставима со стоимостью пленочных рентгеновских маммографов (от 3-5 до 10-15 млн. рублей).

#### **ТОМ для непрерывного излучения.**

В конце 1990-х гг. компанией Philips Medical Systems (Нидерланды) велась разработка системы OMPS (Optical Mammo Prototype System), которая позволяла проводить исследования молочной железы при круговой геометрии измерений [11-12]. Данная система состояла из процедурного стола с углублением для молочной железы пациентки, с подключенным к нему управляющим компьютером для сбора, обработки и визуализации результатов диагностики МЖ (Рис. 1 (а)). В ходе исследования пациентка ложилась на процедурный стол лицом вниз, ее молочная железа помещалась в углубление, вокруг которого размещалась круговая сканирующая система из 256 оптоволокон (Рис. 1 (б)).

Устройство сканирующей системы было относительно простым и не имело движущихся частей; вращение источника лазерного излучения и его перемещение по вертикальной оси осуществлялось оптически – с помощью оптоволоконной (ОВ) системы источников и электронного ОВ-переключателя, а регистрация осуществлялась с помощью оптических волокон, подключенных к точечным фотодиодам. Еще одной особенностью OMPS являлось заполнение углубления сканирующей системы иммерсионной жидкостью (от позднелат. *immersio* – по-

гружение), близкой по своим оптическим свойствам к биоткани МЖ. Это делалось с целью улучшения оптического контакта сканирующей системы с молочной железой и для минимизации ошибок, связанных с неточностью позиционирования сканирующей системы. Для комфорта пациентки жидкость подогревалась до 31 °С. В системе применялось непрерывное оптическое излучение трех лазерных диодов на длинах волн видимого и ближнего инфракрасного (ИК) диапазона (679, 779, 867 нм при мощности 50 мВт). Время исследования МЖ на одной длине волны составляло около 1,5 минут, а общее время исследования составляло 10 минут.

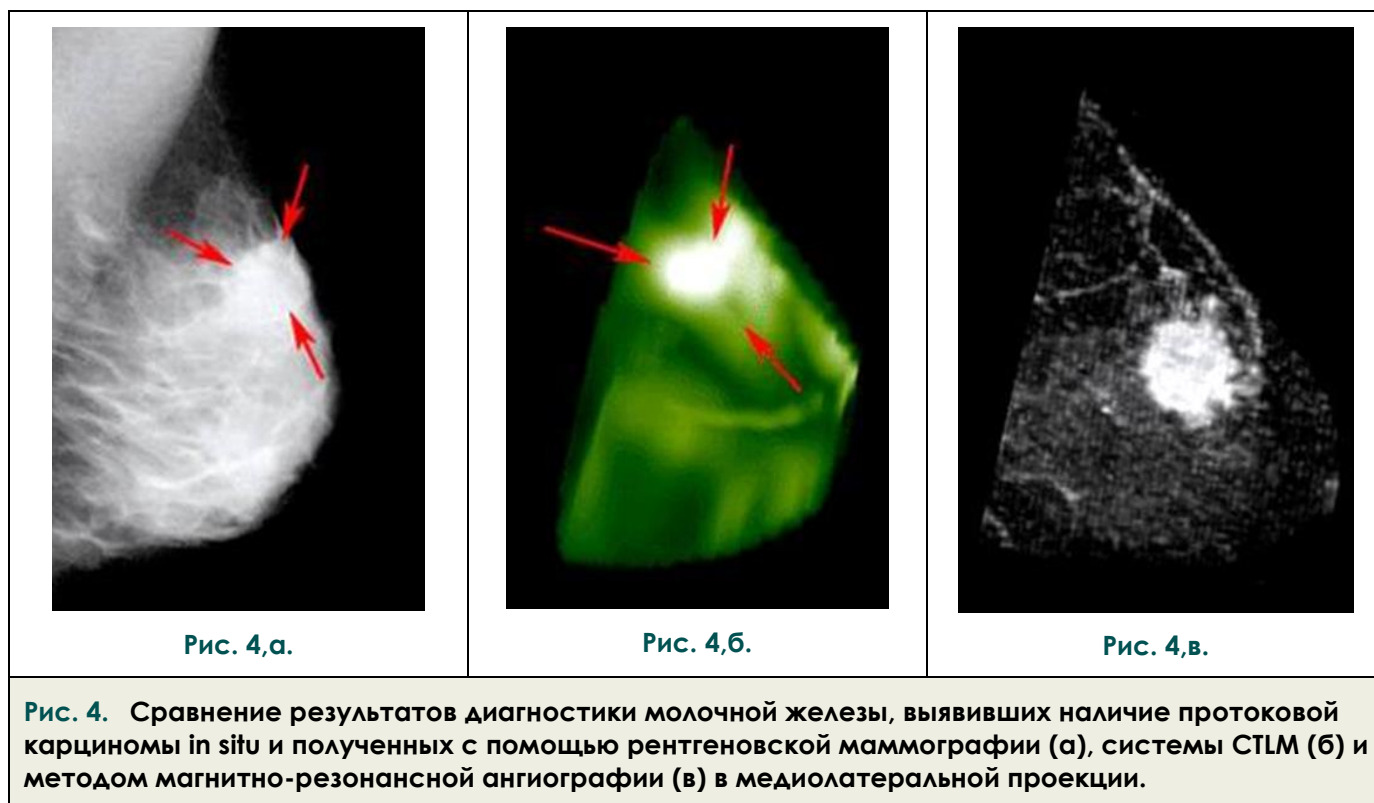
В 1999 г. были проведены клинические испытания системы OMPS в медицинском центре Лейденского университета (Нидерланды). Пример полученных изображений представлен на Рис. 2 (а, б). Видно, что уплотнение в МЖ характеризуется областью высокого ослабления оптического излучения (красный цвет).

Несмотря на простоту и удобство использования системы, при клинических испытаниях система OMPS продемонстрировала слабые результаты и весьма посредственную разрешающую способность, что было связано не с применением непрерывного оптического излучения, а с несовершенством используемого в OMPS алгоритма реконструкции, не позволяющего осуществлять одновременную реконструкцию двух оптических характеристик биоткани МЖ – коэффициента рассеяния и коэффициента поглощения.

Значительный интерес для клинической практики представляет один из первых в мире серийных оптических маммографов – система СТЛМ (от «Computed Tomography for Laser Mammography» – «Система компьютерной томографической лазерной маммографии») североамериканской компании Imaging Diagnostic Systems, Inc. (Рис. 3) [13]. Работы по созданию СТЛМ начались в 1994 году.

СТЛМ использует цилиндрическую схему сканирования. Лазерный луч направляется на МЖ оптическим коллиматором, фокусирующим луч в пятно около 3 мм диаметром, а группа фотодиодов регистрирует прошедшее через МЖ излучение.

Во время процедуры пациентка ложится на живот, а ее МЖ размещается в углублении, в камере сканирования (Рис. 3). За счет применения в СТЛМ сменных колец различного диаметра (вплоть до 20 см, в зависимости от размера молочных желез пациентки) стало возможным осуществить непосредственный контакт неподвижной части сканирующей системы с поверхностью МЖ, а это, в свою очередь, позволило отказаться от использования иммерсионной жидкости. При сканировании подвиж-



ная часть системы не соприкасается с молочной железой, чтобы не повредить ее нежную кожу. Обычно для 3D-визуализации каждой молочной железы необходимо 3-10 минут в зависимости от числа томографических срезов.

Учитывая, что поглощение крови определяется в основном поглощением воды, гемоглобина и оксигемоглобина, была специально подобрана рабочая длина волны СТЛМ (808 нм): она находится в ближнем ИК-диапазоне и соответствует так называемой «изобестической длине волны» гемоглобина, на которой поглощение оптического излучения окисленной (HbO<sub>2</sub>) и восстановленной (Hb) формами гемоглобина одинаково, а поглощения излучения водой и жировой тканью практически не происходит. Использование такой длины волны позволяет достаточно качественно визуализировать весь объем груди от соска до грудной стенки.

Как известно [14-16], в злокачественных опухолях МЖ происходит формирование новых сосудов, т.к. опухоль не может развиваться и расти без образования в ней разветвленной сети капилляров, обеспечивающих снабжение клеток кислородом и питательными веществами. СТЛМ позволяет определить ангиогенез в молочной железе и обеспечить раннюю диагностику онкологических заболеваний МЖ.

Примеры оптических маммограмм и их сравнение с результатами, полученными с использованием известных методов диагностики МЖ, приведены на Рис. 4.

СТЛМ сочетает в себе все преимущества ТОМ: не использует рентгеновское излучение,

не требует введения контрастного вещества, не производит сдавливания молочных желез и не зависит от плотности тканей МЖ, не создает дискомфорта пациентке и позволяет обследовать любые молочные железы, особенно с повышенной плотностью ткани.

Система, продемонстрировав достаточно хорошую работоспособность и пройдя клинические испытания и международную сертификацию, поставляется и успешно применяется в Канаде, странах Западной и Восточной Европы, Азии и на Ближнем Востоке, однако до сих пор не получила разрешения на применение в стране производства (США). СТЛМ представляет большой практический интерес и применяется для скрининга с целью ранней диагностики заболеваний молочных желез. При этом система компьютерной томографической лазерной маммографии представлена на российском рынке моделью 1020 («СТЛМ scanner») по довольно высокой цене (13-14,5 млн. рублей), сравнимой с рядом моделей маммографов и томографов. Предполагается, что с расширением географии поставок и получением разрешения на применение системы на внутреннем рынке США, стоимость СТЛМ будет снижаться, а функциональность расширяться.

Помимо СТЛМ, интерес представляет и система DYNOT (Dynamic Infrared Optical Tomography), являющаяся совместной разработкой компании NIRx Medical Technologies (США) и группы исследователей из Downstate Medical Center при Медицинском университете Нью-Йорка [17-18].

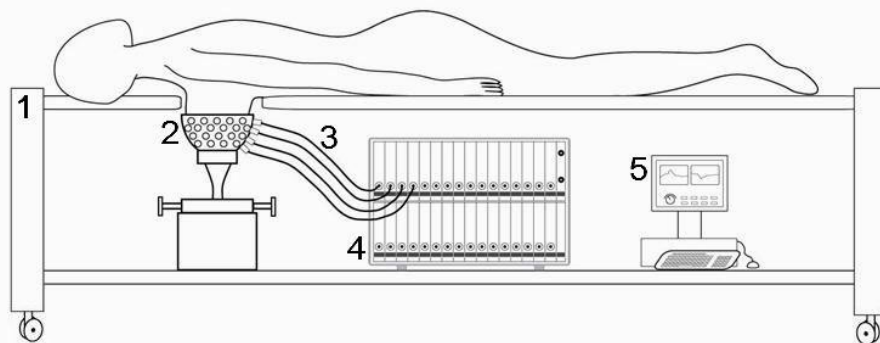


Рис. 5.

**Рис. 5. Схема системы DYNOT.**

1 – процедурный стол, 2 – измерительная чаша, 3 – оптические волокна системы «источник-детектор», 4 – оптический переключатель, 5 – система управления и обработки информации.

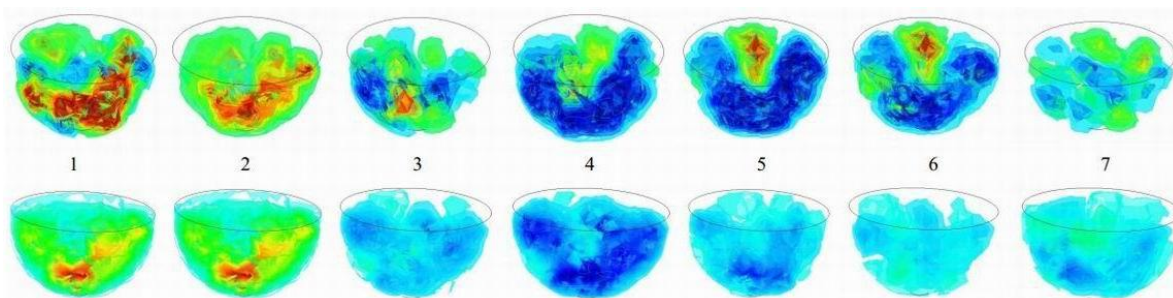


Рис. 6.

**Рис. 6. Трехмерное пространственное распределение концентрации дезоксигемоглобина в зависимости от времени в правой молочной железе с инвазивной протоковой карциномой (верхний ряд) и левой здоровой (нижний ряд) молочной железе.**

В DYNOT реализован оптико-механический принцип сканирования. Во время исследования молочные железы пациентки, лежащей на специальном столе (Рис. 5), помещались в две полусферических чаши переменного диаметра с прикрепленными к ним оптическими волокнами источников, в качестве которых используются четыре лазера в ближнем ИК-диапазоне (760-830 нм), и детекторов. Для достижения соответствия объема и формы чаш форме молочной железы пациентки использовалась система механической трансформации сканирующей системы, а постоянный и плотный контакт каждого оптоволоконного источника излучения непосредственно с молочной железой достигался с помощью пневматической системы [19-20]. Выходное излучение через оптоволоконные детекторы направлялось на фотодиоды, сигнал от которых усиливался и фильтровался, а затем передавался на 64-канальную плату регистрации.

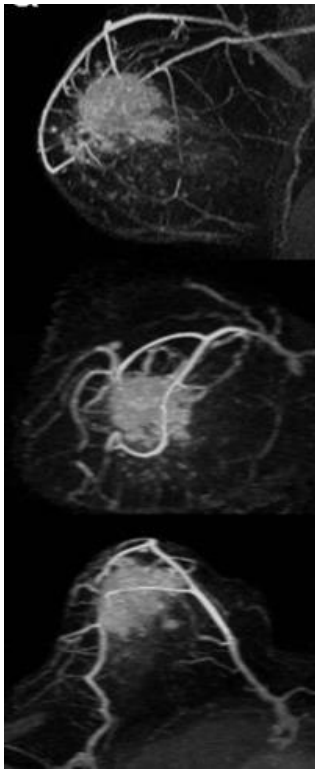
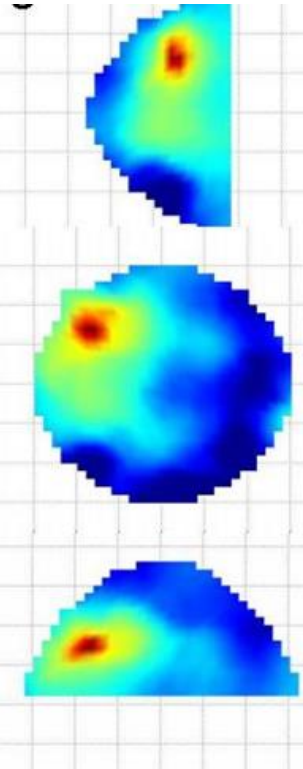
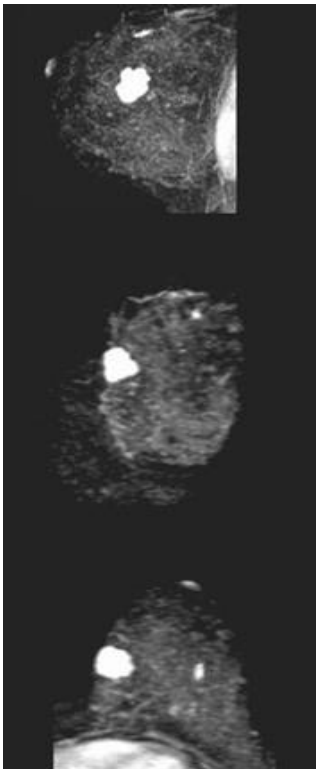
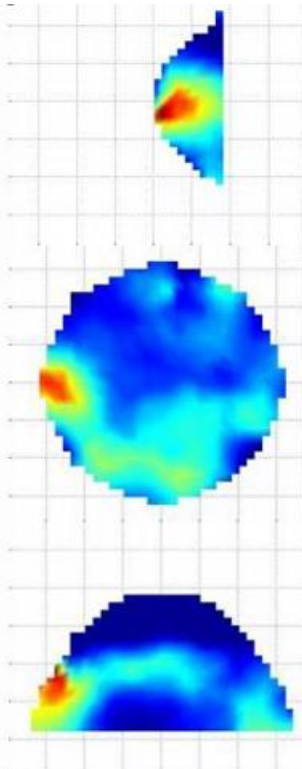
DYNOT позволяет реконструировать трехмерное распределение концентрации гемоглобина и его производных в молочных железах (Рис. 6), что дает дополнительную диагностиче-

скую информацию при сравнении патологически измененной и здоровой МЖ.

На Рис. 7 (а – г) представлены результаты сравнения данных, полученных с помощью МРТ с контрастным усилением и системы DYNOT при исследовании патологически измененных МЖ [21].

Проанализировав оптические маммографические системы с непрерывными источниками излучения, можно выделить их основные преимущества. Во-первых, становится возможным применение сравнительно недорогих источников и детекторов непрерывного излучения (лазерные и фотодиоды); во-вторых, появляется возможность безопасного исследования молочной железы одновременно на нескольких длинах волн, что приводит к сокращению времени регистрации излучения и всей диагностической процедуры; в-третьих, используемый набор источников и система регистрации непрерывного излучения позволяют осуществлять визуализацию быстропротекающих процессов (концентрации дезоксигемоглобина).

При этом рассматриваемые ТОМ-системы не лишены некоторых недостатков. В случае

			
<p><b>Рис. 7,а.</b> МРТ молочных желез с контрастным усилением, сверху вниз представлены медиолатеральная, корональная и краниокаудальная проекции.</p> <p>Пациентка 53 лет, инвазивная протоковая карцинома размером 33 мм.</p>	<p><b>Рис. 7,б.</b> Исследование с помощью системы DYNOT.</p> <p>Та же пациентка.</p>	<p><b>Рис. 7,в.</b> МРТ, сверху вниз представлены медиолатеральная, корональная и краниокаудальная проекции.</p> <p>Пациентка 27 лет, фиброаденома размером 22 мм.</p>	<p><b>Рис. 7,г.</b> Исследование с помощью системы DYNOT.</p> <p>Та же пациентка.</p>

использования лазерного излучения лишь на одной длине волны невозможно разделить вклады коэффициента рассеяния и коэффициента поглощения биоткани МЖ. Кроме того, интенсивность зарегистрированного излучения, прошедшего через МЖ, сильно зависит от точности позиционирования оптической сканирующей системы, поэтому необходимо обеспечивать ее постоянный контакт с молочной железой пациентки, в противном случае будут наблюдаться сильные искажения. С целью устранения искажений при исследовании МЖ *in vivo* используются различные методы и технические решения, позволяющие точно позиционировать оптические волокна источников и детекторов.

Также следует рассмотреть диагностические системы, использующие импульсное излучение (ТОМ во временной области).

#### ТОМ во временной области.

В 1996 года учеными лаборатории биомедицинской оптики Университетского колледжа г. Лондона (Великобритания) был начат проект MONSTIR (От «Multi-channel Opto-electronic Near-infrared System for Time-resolved Image Reconstruction»), направленный на разработку многоканальной оптоэлектронной инфракрасной системы для ТОМ во временной области (т.е. с временным разрешением) [22]. Внешне экспериментальная система MONSTIR представляет собой основной блок – шкаф (ВхШхГ: 180х60х90 см) с подсоединяемой к нему посредством оптоволокон цилиндрической сканирующей системой [23-24]. После соответствующего видоизменения сканирующей системы MONSTIR может использоваться не только для диагностики МЖ [25], но и мозга новорожденного [26], а также для изучения гемодинамики

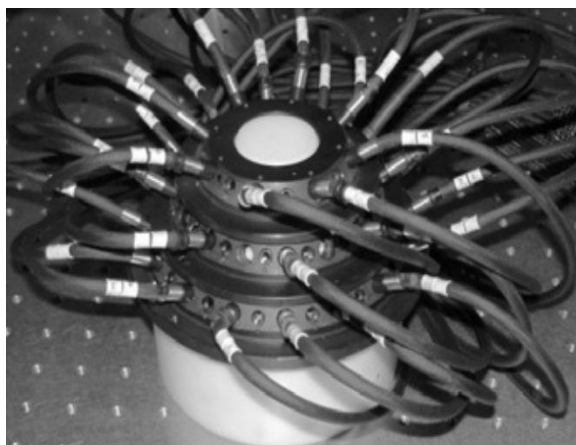


Рис. 8,а.

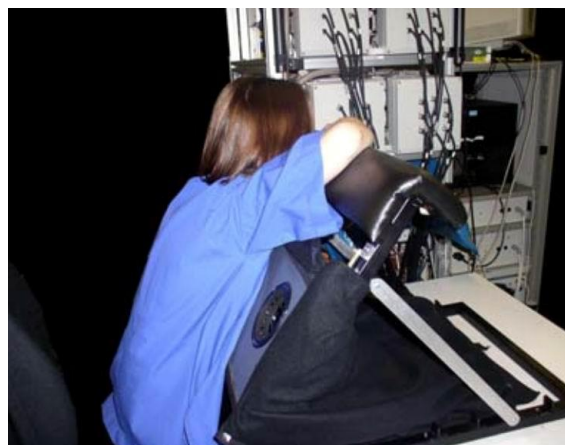


Рис. 8,б.



Рис. 8,в.



Рис. 8,г.

**Рис. 8. Фото вариантов исполнения сканирующей системы MONSTIR.**

а – MONSTIR в виде трех колец, установленных на коническом фантоме женской молочной железы.

б -- Сканирующая система, смонтированная на поддерживающей рамке, при оптической визуализации молочных желез

в положении сидя.

в – MONSTIR в виде полусферической чаши для размещения молочной железы.

г – Процедура диагностики молочных желез в положении лежа на процедурном столе.

На заднем плане (б, г) – основной блок системы MONSTIR.

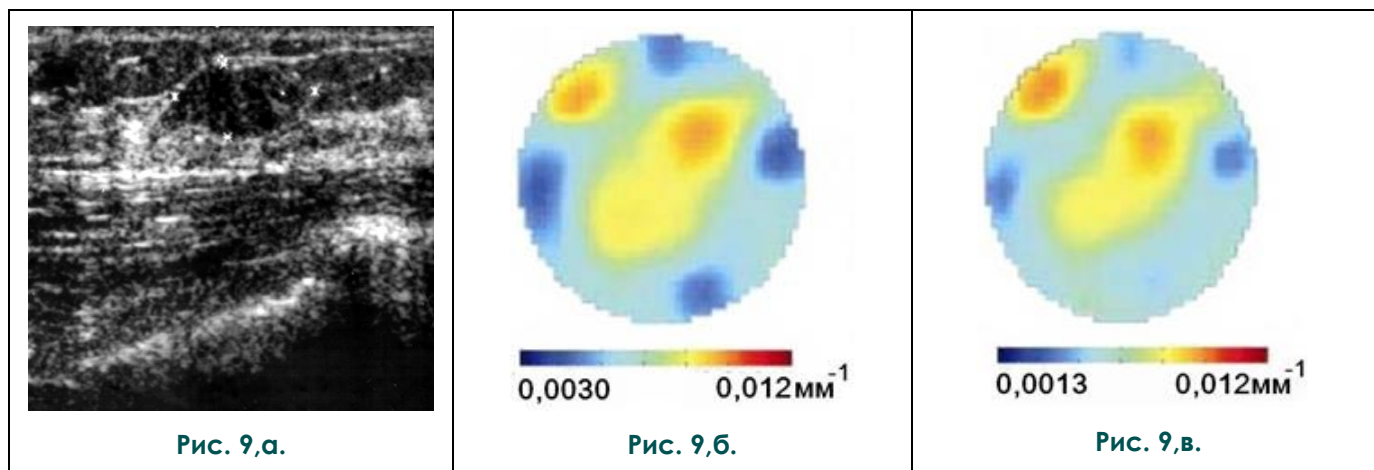
мышц конечностей [27].

В качестве источника излучения в MONSTIR использовался импульсный двухволновый оптоволоконный лазер IMRA America Inc. (США), работающий на двух длинах волн 780 и 815 нм (длительность импульса ~1 пс). Время сканирования МЖ составляет 10-15 минут. С помощью оптоволоконного переключателя лазерный импульс последовательно направляется на систему из 32 ОВИ. Излучение, прошедшее через объект, собирается с помощью 32 оптоволокон-детекторов. Непосредственное измерение прошедшего излучения осуществляется с помощью многоканального фотомножителя.

Для реализации ТОМ был сконструирован конический держатель оптоволоконна в форме трех соединяющихся колец разного диаметра (56, 82 и 110 мм), смонтированных на поддерживающей рамке (Рис. 8 (а, б)) [25].

Сменные кольца могли использоваться каждое отдельно, попарно или же все вместе, в зависимости от размера и формы молочной железы, что дает возможность исследовать МЖ практически любого размера. Пациентка прижималась грудью к рамке, размещая левую и правую молочные железы в двух отверстиях. Исследование МЖ можно проводить в двух позициях – стоя или сидя с поднятыми руками и





**Рис. 9. а - Исследование пациентки с фиброаденомой в правой молочной железе с помощью ультразвука.**

**б, в – Оптическая маммография той же пациентки на длине волны 780 нм и 815 нм соответственно.**

опорой головы на мягкую подставку на вершине рамки. В ходе апробации этой системы выявились следующие моменты: твердое кольцо не может полностью соответствовать форме МЖ, трудно просканировать всю молочную железу так, чтобы не были пропущены ее возможные патологии (например, около грудной стенки). Еще одно неудобство в том, что контакт датчиков и, следовательно, света на входе и на выходе из МЖ является обычно непостоянным, что вносит погрешность в результаты диагностики.

Для устранения указанных недостатков был предложен другой вариант сканирующей системы: обследование пациентки происходит в положении лежа на процедурном столе (Рис. 8 (г)), при этом ее МЖ помещается в полусферическую чашу (Рис. 8 (в)) диаметром 165 мм, заполненную иммерсионной жидкостью для обеспечения постоянного контакта источников и детекторов с кожей МЖ [28].

Чаша заполняется подогретой иммерсионной жидкостью посредством насоса, который закачивает жидкость непрерывно и способен поддерживать ее постоянный уровень. Нагревательный элемент в резервуаре с жидкостью обеспечивает поддержание комфортной для пациентки температуры. Система была апробирована как на фантомах МЖ [28], так и на реальных пациентках [29] с различными патологиями. Так, 31-летней пациентке с фиброаденомой правой МЖ проведены УЗ-диагностика (Рис. 9 (а)) и оптическая маммография на аппарате MONSTIR (Рис. 9 (б, в)), давшие схожие результаты по наличию доброкачественной опухоли размером 13х6х3 мм [30-31].

Также, учитывая возможность проведения с помощью MONSTIR частых обследований МЖ без лучевой нагрузки на пациентку, было пред-

ложено применение оптической маммографии для мониторинга процесса регенерации тканей молочных желез после оперативного вмешательства по поводу опухолей МЖ [32].

Однако ввиду разных причин, система MONSTIR, неплохо проявившая себя в ходе клинических испытаний, так и не была доведена до серийного оптического маммографа. В настоящее время разработчики системы сконцентрировались на исследованиях головного мозга новорожденных и взрослых с помощью метода трансмиссионной оптической томографии.

Еще одним примером системы ТОМ во временной области может служить система SoftScan – разработка компании Advanced Research Technologies Inc. (Канада) [33]. Внешне SoftScan (Рис. 10 (а)) похож на рассмотренные ранее маммографы. На процедурном столе имеется углубление для МЖ. Пациентка ложится на живот, а одна ее МЖ, не испытывая сжатия, помещается в углубление, вокруг которого размещается сканирующая система. В основе сканирующей системы лежат оптоволоконные пары «источник-детектор», а источником излучения служит импульсный титан-сапфировый лазер, работающий попеременно на 4 длинах волн между 740 и 860 нм. Прошедшее излучение регистрируется 5 детекторами. Для улучшения оптического контакта между сканирующей системой и кожей МЖ свободное пространство заполняется иммерсионной жидкостью. В 2006-2007 гг. были проведены клинические испытания, в т.ч. в медицинском центре при Университете Макгилла (Канада) и в отделении визуализации молочной железы Стенфордского университета (США). Пример маммограммы, полученной с помощью SoftScan, приведен на Рис. 10 (б). Получив одобрение Министерства



Рис. 10.а.

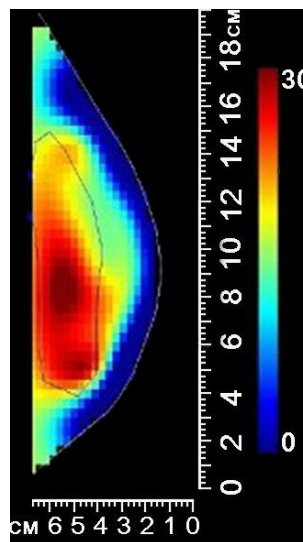


Рис. 10.б.

Рис. 10. а - Система диагностики молочной железы SoftScan.

б - Оптическая маммограмма в краниокаудальной проекции левой МЖ с новообразованием, полученная с помощью системы SoftScan. Области повышенного поглощения - красный цвет.

здравоохранения Канады, первый оптический маммограф SoftScan был установлен и запущен в Медицинском научном центре «Саннибрук» при Университете Торонто (Канада), однако его стоимость была высока и эквивалентна 20-25 млн. руб., что соответствует цене цифрового рентгеновского маммографа или компьютерного томографа. Затем проект SoftScan был приостановлен.

**Заключение.**

Проанализировав существующие оптические маммографы, можно сделать вывод о целесообразности их применения для скрининговых исследований МЖ. Преимущества оптической маммографии очевидны: атравматичность за счёт использования неионизирующего оптического излучения, возможность выполнения повторных обследований в течение короткого промежутка времени, отсутствие необходимости болезненного сжатия молочной железы. Таким образом, использование ТОМ дает медикам возможность проведения не только безопасной скрининг-диагностики МЖ, обеспечивая комфорт пациентки, экономию средств и времени, при этом не исключая, а дополняя существующие диагностические методы.

В течение последних двадцати лет создан ряд оптических маммографических систем, основное отличие которых заключается в типе

используемого оптического излучения. Из ТОМ-систем с непрерывным источником излучения особо следует выделить систему СТЛМ, хорошо зарекомендовавшую себя в реальной клинической практике во многих странах мира. На сегодняшний день СТЛМ является наиболее успешным коммерческим оптическим маммографом. Планируется, что с расширением географии поставок системы СТЛМ ее достаточно высокая стоимость будет снижаться, а диагностические возможности увеличиваться.

Для диагностики МЖ также могут применяться ТОМ-системы во временной области. К их недостаткам относится более высокая стоимость аппаратуры по сравнению с системами для ТОМ с непрерывным источником излучения. Здесь следует отметить английскую систему MONSTIR, показавшую достаточно хорошие результаты клинических испытаний, но так и не доведенную до серийного оптического маммографа.

При существующем разнообразии инструментария для диагностики МЖ женщинам следует помнить о важности регулярного маммографического скрининга с целью раннего выявления рака и других заболеваний МЖ, а применение ТОМ сделает это обследование безболезненным и безопасным.

**Список литературы:**

1. Злокачественные заболевания в России в 2012 году (заболеваемость и смертность) / ФГБУ «МНИОИ им. П.А. Герцена Минздравоуразвития России». [Под ред. А.Д. Каприна, В.В. Старинского, Г.В. Петровой]. – М., 2014. – 250 с.
2. Семиглазов В.Ф., Семиглазов В.В. Скрининг рака молочной железы // Практическая онкология, 2010. – Т. 11. – №2. – С. 60-65.
3. Комарова Л.Е. Роль и место скрининговой маммографии

в диагностике рака *in situ* // Опухоли женской репродуктивной системы. Маммология / онкогинекология, 2008. – № 3. – С. 20-23.

4. Michaelson J.S., Satija S., Kopans D., et al. Gauging the impact of breast carcinoma screening in terms of tumor size and death rate // *Cancer*, 2003. – №10. – P. 2114-2124.

5. Терещенко С.А. Развитие оптической томографии биологических рассеивающих сред. Труды международной конференции по биомедицинскому приборостроению «Биомед-прибор 2000», Москва, 24-26 октября 2000. – С. 174-178.

6. Пьянов И.В. Диагностика злокачественных опухолей женской молочной железы методом трансмиссионной оптической томографии // Опухоли женской репродуктивной системы, 2012. – № 3-4. – С. 34-41.

7. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 1998. – 384 с.

8. Tuchin V. Tissue optics. Light scattering methods and instruments for medical diagnostic // *Tutorial Texts*, 2000, Vol. TT38. – SPIE Press. – 378 p.

9. Терещенко С.А. Трансмиссионная оптическая томография рассеивающих сред // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2005. – №4-5. – С. 6-10.

10. Меглинский И.В., Кузьмин В.А., Приезжев А.В. Проблемы рассеяния лазерного излучения в фотонике и биофотонике // *Квантовая электроника*, 2006. – Т. 36. – № 11. – С. 989.

11. Colak S.B., van der Mark M.B., Hooft G.W., et al. Clinical optical tomography and NIR spectroscopy for breast cancer detection // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999. – Vol. 5, No. 4. – P. 1142-1158.

12. Van der Mark M.B., Hooft G.W., Wachters A.J.H., et al. Clinical Study of the Female Breast Using Spectroscopic Diffuse Optical Tomography; *Proceedings of the OSA Topical Biomedical Optics Meeting, Miami Beach; April 2-5; The Opt. Soc. of Am., Washington, D.C. 2000.* – P. 514-518.

13. Официальный сайт компании *Imaging Diagnostic Systems, Inc.* – 2014 [Электронный ресурс]. URL: <http://www.imds.com> (дата обращения: 05.03.2014).

14. *Практическая маммология* / Под ред. Давыдова М.И. и Летягина В.П. – *Практическая Медицина*, 2007. – 272 с.

15. *Онкология: национальное руководство* / под ред. Чиссова В. И., Давыдова М. И. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 1072 с.

16. Фишер У., Баум Ф., Люфтнер-Нигель С. Лучевая диагностика. Заболевания молочных желез / Пер. с англ. / Под общ. ред. Б.И.Долгушина. М.: МЕДпресс-информ, 2009. – 256 с.

17. Официальный сайт компании *NIRx Medical Technologies LLC.* – 2014 [Электронный ресурс]. URL: <http://www.nirx.net> (дата обращения: 07.03.2014).

18. Schmitz C.H., Löcker M., Lasker J.M., et al. Instrumentation for fast functional optical tomography // *Review of Scientific Instruments*. – 2002. – Vol. 73. – № 2. – P. 429-439.

19. Flexman M.L., Khalil M.A., Al abdi R., et al. Digital optical

tomography system for dynamic breast imaging // *J. Biomedical Optics*, 2011. – Vol. 16. – P. 076014 (1-16).

20. Al abdi R., Graber H.L., Xu Y., et al. Optomechanical imaging system for breast cancer detection // *J. Optical Society of America A*, 2011 – Vol. 28. – №12. – P. 2473-2493.

21. Schmitz C.H., Piper S.K., Schneider P., et al. Diffuse optical imaging of ICG dynamics in the diseased breast with high temporal resolution // *Presentation BTuD101 at Biomedical Optics (BIOMED) Topical Meeting and Tabletop Exhibit (Miami Beach, FL, April 11-14, 2010).*

22. Сайт *The Biomedical Optics Research Laboratory.* – 2009 [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ucl.ac.uk/medphys/research/bor/> (дата обращения: 14.03.2014).

23. Wells K., Hebden J.C., Schmidt F.E.W., et al. The UCL multi-channel time-resolved system for optical tomography // *Proc. SPIE*, 1997. – Vol. 2979. – P. 599-607.

24. Schmidt F.E.W., Fry M.E., Hillman E.M.C., et al. A 32-channel time-resolved instrument for medical optical tomography // *Review of Scientific Instruments*, 2000. – Vol. 71. – №1. – P. 256-265.

25. Yates T.D., Hebden J.C., Gibson A.P., et al. Optical tomography of the breast using a multi-channel time-resolved imager // *Physics in Medicine and Biology*, 2005. – Vol. 50. – № 11. – P. 2503-2517.

26. Schmidt F.E.W. Ph.D. Thesis, *Development of a time-resolved optical tomography system for neonatal brain imaging*, University of London, 1999. – 207 p.

27. Hillman E.M.C., Hebden J.C., Schweiger M., et al. Time resolved optical tomography of the human forearm, *Physics in Medicine and Biology*, 2001. – Vol. 46. – P. 1117-1130.

28. Yates T.D., Hebden J.C., Gibson A.P., et al. Time-resolved optical mammography using a liquid coupled interface // *Journal of Biomedical Optics*, 2005. – Vol. 10. – № 5. – P. 054011 (1-10).

29. Enfield L.C., Gibson A.P., Everdell N.L., et al. Three-dimensional time-resolved optical mammography of the uncompressed breast // *Applied Optics*. – 2007. – № 46. – P. 3628-3638.

30. Folkman J. Tumor angiogenesis // *Adv. Cancer Res.*, 1985. – Vol. 43. – P. 175 – 200.

31. Yates T. D. Time-resolved optical tomography for the detection and specification of breast disease / Ph.D. Thesis, University of London, 2005. – 230 p.

32. Hebden J.C., Yates T.D., Gibson A., et al. Monitoring recovery after laser surgery of the breast with optical tomography: a case study // *Applied Optics*, 2005. – Vol. 44. – №10. – P. 1898-1904.

33. Официальный сайт Канадского агентства по лекарствам и технологиям в здравоохранении *CADTH.* – 2014 [Электронный ресурс]. URL: <http://www.cadth.ca/products/environmental-scanning/health-technology-update/issue4/optical> (дата обращения: 20.03.2014).