

Новые технологии получения изображения злокачественных опухолей с использованием математических алгоритмов

В.Н. Соколов

Кафедра радиационной медицинской, лучевой диагностики и терапии
с онкологией, Одесский государственный медицинский университет, Украина

Резюме

Цель работы — разработать новые технологии получения изображения злокачественных опухолей молочных желез с использованием математических алгоритмов. Детальному анализу подверглись 500 пациентов в возрасте от 19 до 76 лет, из которых у 258 был поставлен диагноз — рак молочной железы (РМЖ).

Маммография проводилась на современном маммографе «Alpha-ST7227». Дигитальная обработка маммограмм проводилась как с помощью известных математических алгоритмов, так и с использованием синтезированных. Кроме того, использовались различные комбинированные линейные и нелинейные алгоритмы с целью выполнения наилучших, в смысле достоверности информативности и быстродействия, методов обработки.

Результаты работы показали, что использование математических алгоритмов позволяет получить трехмерное изображение объекта и выявить точные размеры РМЖ, определить форму, контуры образования, улучшить качество изображения путем изменения яркости и контрастности, выявить наличие кальцинатов, ассоциированных со злокачественной опухолью, произвести коррекцию маммограмм, что позволяет значительно снизить лучевую нагрузку на пациента при проведении массовых скрининговых обследований молочных желез.

Ключевые слова: маммография, цифровая обработка маммограмм, линейные и нелинейные математические алгоритмы.

Клин. информат. и Телемед.
2004. Т.1. №1. с.74—80

Введение

Рак молочной железы на Украине, так же как и в большинстве стран мира, из года в год растет и занимает второе (25% случаев) место в структуре заболеваемости и смертности от злокачественных новообразований среди женщин.

Социальное значение этой формы рака настолько велико, что исследования по проблеме рака МЖ занимают одно из ведущих мест в современной онкологии.

В настоящее время в клинике используются многочисленные методы исследования женщин с заболеванием молочных желез, начиная от общепринятой маммографии и заканчивая МРТ и скинтиграфическими исследованиями. Внедряются совершенно новые методики с использованием гисто- и иммунохимических исследований и, несмотря на это, диагностика заболеваний молочной железы далека от совершенства. В связи с этим нами была поставлена цель разработать ряд комплексных мероприятий, уточняющих интерпретацию выявленных изменений при применении наиболее доступной методики исследования, и выработать рекомендации к скрининговому применению маммографии. Детальному анализу подверглись 500 пациенток в возрасте от 19 до 76 лет с различной патологией молочной железы, из которых у 258 был поставлен диагноз РМЖ.

Маммография проводилась на аппарате «Alpha-ST 7227».

Для разрешения возможности правильной интерпретации данных мам-

мографии, а также для улучшения качества маммографических исследований, мы проводили дигитальную обработку маммограмм. При этом исследовании использовались, как известные, описанные в литературе математические алгоритмы улучшения изображения Собела, Кирша, Робертса, так и специально синтезированные алгоритмы, направленные на улучшение качества получаемого изображения. [1,2,3]

Для обработки рентгенснимков был использован персональный компьютер «Пентиум-3-800 МГц» с оперативной памятью 512 МГб, видеокартой 64 МГб, жестким диском объемом 60 МГб и сканер с большим разрешением. Нами использовалось, как собственное программное обеспечение, так и бесплатно распространяемая по сети интернет российская программа «Hesperus», которая включает в себя все выше перечисленные алгоритмы обработки, а также позволяет пользователю применить собственные маски размерами 5X5, 7X7, 9X9.

Из семейства известных алгоритмов улучшения изображения были исследованы, как линейные алгоритмы, связанные с использованием различных высокочастотных фильтрующих масок, рекурсивных высокочастотных корректирующих фильтров с целью подчеркивания (контрастирования) малоразмерных деталей, так и семейство контрастирующих нелинейных алгоритмов, связанных с нелинейным преобразованием поля яркости исследуемых тестовых рентгенограмм с целью получения субъективно более информативных изображений, в которых усиливаются лишь отдельные уровни яркости, отдельные фрагменты изображения, обладающие заданными свойствами и т.д.

Кроме того, исследовались различные комбинированные линейные и нелинейные алгоритмы с целью выполнения наилучших, в смысле достоверности, информативности и быстродействия, методов обработки. [4]

Критерием в данных исследованиях является метод экспертных оценок, когда в качестве тестовых использовались рентгенограммы, по которым были ранее правильно поставлены диагнозы. Результаты преобразований предлагались практикующим врачам для сравнительной оценки. В рамках данного исследования представлено краткое описание исследованных алгоритмов, приведены фотографические иллюстрации полученных результатов исследований и выбраны перспективные для дальнейшего применения алгоритмы улучшения изображений.

1. Линейные алгоритмы улучшения изображений

1.1. Линейная свертка с высокочастотной маской

Будем рассматривать изображение входной, подлежащей коррекции рентгенограммы как массив размерностью 256x256 элементов. Тогда выходное изображение Q256X256 с подчеркнутыми деталями может быть получено путем дискретной свертки входного изображения с маской размерности 3x3, обеспечивающей высокочастотное подчеркивание:

$$Q(m1,m2) = \sum_{n1=0}^n \sum_{n2=0}^n F(n1,n2) \times H(m1 - n1 + 1, m2 - n2 + 1)$$

В качестве таких корректирующих масок может быть использована одна из нижеприведенных:

$$H = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

$$H = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$H = \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \\ -2 & 5 & -2 \\ 1 & -2 & 1 \end{bmatrix}$$

Хотя все три маски дают, в принципе, одинаковый эффект, наиболее предпочтительно использование маски 1, что связано с субъективно более высоким качеством полученного обработанного изображения.

1.2. Алгоритм нерезкого маскирования

В данном алгоритме исследуемое изображение как бы сканируется двумя перекрывающимися масками — апертурами, одна из которых соответствует нормальному разрешению, а другая — пониженному. В результате получается соответственно массив нормального изображения $F(j,k)$ (в данном случае исходного изображения, а можно получить предварительно еще подчеркнутое) и массив нечеткого изображения $F_1(j,k)$. Далее формируется массив контрастированного изображения согласно выражению

$$F_m(j,k) = cF(j,k) - (1 - c)F_1(j,k)$$

где c — эмпирически подбираемый коэффициент пропорциональности. Обычные значения « c » находятся в пределах от 3/5 до 5/6, т.е. отношение составляющих нормальной и пониженной четкости изменяются от 1.5 до 5.

1.3. Алгоритм статистического дифференцирования

В данном алгоритме значение яркости исходного элемента делится на статистическую оценку среднеквадратического отклонения $\alpha(j,k)$

$$G(j,k) = F(j,k)/\alpha(j,k)$$

где среднеквадратическое отклонение вычисляется согласно выражению:

$$\alpha^2(j,k) = \sum_j \sum_k [F(j,k) - F(j,k)]^2$$

$$j,k \in N(j,k)$$

по некоторой окрестности элемента

$$N(j,k)$$

с координатами (j,k) . Размер окрестности подбирается экспериментально, исходя из априорных представлений о размерах интересующих медики патологий и деталей на рентгенограмме.

Функция $F(j,k)$ — среднее значение яркости исходного изображения в точке с координатами (j,k) , приближенно определяемое путем сглаживания изображения оператором низкочастотной фильтрации (например, одной из следующих низкочастотных масок):

$$H = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Улучшенное изображение отличается от исходного тем, что его яркость выше на границах, элементы которых не похожи на соседние (существенно отличаются по яркости) и ниже на всех остальных участках (рис. 1). Следует отметить, что специфические условия получения рентгенограмм, связанные с лучевой нагрузкой, получаемой пациентом в процессе рентгеноскопического исследования, не позволяют в должной степени использовать хорошо разработанные и эффективные в других областях статистические методы, как улучшения, так и поиска характерных патологий, поскольку отсутствует необходимая статистика. Кроме того, достигаемое при использовании статистических алгоритмов улучшение «в среднем» является недостаточным при проведении исследования и улучшения конкретной рентгенограммы.

1.4. Алгоритм коррекции линейных искажений, вносимых частотной характеристикой телевизионной системы

Линейные искажения — это искажения, вносимые линейными блоками

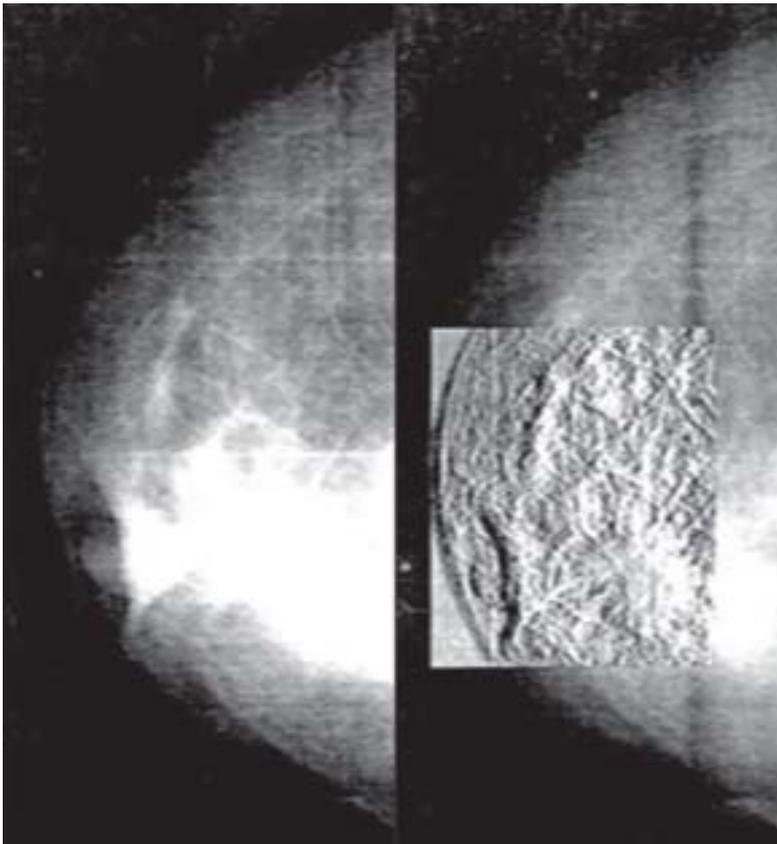


Рис. 1. Гистограмма РМЖ, полученная путем обработки рентгенограммы с использованием синтезированного нами алгоритма статистического дифференцирования.

изображающих систем. Они определяются отличием импульсных реакций этих блоков от дельта-функции.

Из многочисленного семейства корректирующих фильтров был использован довольно простой в реализации и достаточно быстродействующий разделяемый рекурсивный цифровой фильтр, преобразующий отсчеты корректируемого изображения по формуле:

$$F(j,k) = G(j,k) + g \left[G(j,k) - \frac{1}{(N-1)^2} \times \sum_{m=-n/2}^{n/2} \sum_{n=-n/2}^{n/2} G(j+m, k+n) \right]$$

Коэффициент усиления разностного сигнала g и размеры окрестности N , по которой производится усреднение, выбираются из условия аппроксимации требуемой частотной характеристики

корректирующего фильтра. Следует отметить, что использование подобного простого рекурсивного фильтра возможно в случае, когда искажающая характеристика имеет простой вид, что определяется экспериментальным путем для каждого видеоконтрольного устройства.

1.5. Алгоритм подавления аддитивных помех в виде полос и неравномерности фона

В случае, если рентгенограммы искажены помехами в виде полос и равномерной засветки изображения, что обычно вызвано нарушениями, допущенными при проявлении, хорошие результаты дает применение следующего рекурсивного фильтра

$$F^{(1)}(k,l) = \left[G(k,l) - \frac{1}{N+1} \times \sum_{m=-n/2}^{n/2} G(k+m, l) + \bar{A} \right]$$

$$F^{(2)}(k,l) = \left[F^{(1)}(k,l) - \frac{1}{N+1} \times \sum_{m=-n/2}^{n/2} F^{(1)}(k+m, l) + \bar{A} \right]$$

где A – константа, равная половине максимального значения видеосигнала, используемая в качестве оценки неизвестного среднего по кадру. Каждый из одномерных фильтров подавляет полосы в соответствующем направлении. При этом, размер окрестности N выбирают, сообразуясь с размерами пятна фона. Его достоинством является сравнительно высокое быстродействие при программной и аппаратной реализации.

2. Нелинейные методы контрастирования

В нелинейных алгоритмах контрастирования используются нелинейные комбинации значений элементов яркости изображения. При этом, с увеличения быстродействия используются окна, размером, не превышающие 3.

Вторым этапом явилось использование математических алгоритмов для выявления характера новообразований при заболеваниях молочной железы.

2.1. Алгоритм Робертса

Данный алгоритм контрастирования и выделения перепадов яркости использует простую нелинейную операцию пространственного нелинейного дифференцирования с окном 2×2 :

$$F_r(j,k) = \left(\left[F(j,k) - F(j+1, k+1) \right]^2 + \left[F(j, k+1) - F(j+1, k) \right]^2 \right)^{1/2}$$

Другая операция пространственного нелинейного дифференцирования, тре-

бующая меньшего объема вычислений, определяется выражением

$$F_a(j, k) = |F(j, k) - F(j + 1, k + 1)| + |F(j, k + 1) - F(j + 1, k)|$$

Рисунок 2 иллюстрирует эффект применения данных алгоритмов для обработки рентгенограмм.

Алгоритм Робертса позволяет с максимально возможным усилением подчеркнуть тонкий сосудистый рисунок тканей молочной железы и, при этом, практически устранить аддитивную составляющую жировой ткани, сохранив их силуэты.

Для получения требуемого усиления сосудистого рисунка данный алгоритм целесообразно применять рекурсивно в сочетании с алгоритмом порогового ограничения. Критерием в данном случае также является субъективное мнение врача - эксперта.

2.2. Алгоритм Собела

В данном алгоритме для контрастирования используется нелинейный оператор с окном 3x3 элементов. Ниже по-

казаны использованные при нормальной записи обозначения элементов окна.

A_0	A_1	A_2
A_7	$F(j, k)$	A_3
A_6	A_5	A_4

Для контрастирования перепадов яркости вычисляется величина

$$F(j, k) = \sqrt{X^2 + Y^2}$$

где:

$$X = (A_2 + 2A_3 + A_4) - (A_0 + 2A_7 + A_6);$$

$$Y = (A_0 + 2A_1 + A_2) - (A_6 + 2A_5 + A_4)$$

величины A — яркости элементов окна. Более быстродействующий вариант данного алгоритма формируется следующим образом:

$$G(j, k) = |X| + |Y|$$

Рис. 2. Гистограмма РМЖ, полученная путем обработки рентгенограммы с использованием алгоритма Робертса.



Результат обработки тестовых изображений с помощью операторов Собела показан на рис. 3.

Проведенное исследование эффективности применения данного алгоритма для решения задачи улучшения качества изображений позволяет говорить о нем, как о наиболее перспективном, как с точки зрения его эффективности, так и быстродействия.

В результате применения данного алгоритма происходит отчетливое подчеркивание малоразмерных деталей и аномалий, причем существенно уменьшается аддитивная составляющая реберной тени без потери информативной составляющей изображения легочной ткани, пространственно прикрытой реберными тенями.

2.3. Алгоритм Кирша

Алгоритм Кирша основан на использовании нелинейного оператора в окне 3x3, определяемого выражением:

$$G(j, k) = \text{MAX} \{1, \text{MAX} |5S_i - 3T_i|\}$$

где: $S_i = A_i + A_{i+1} + A_{i+2}$;

$T_i = A_{i+3} + A_{i+4} + A_{i+5} + A_{i+6} + A_{i+7}$

индексу i слагаемых вычисляются по модулю 8. Фактически оператор Кирша дает максимальное значение курсового градиента без учета яркости в опорной точке. Эффективность использования данного оператора иллюстрируется [Рис. 4].

2.4. Алгоритм Уоллиса

Данный нелинейный алгоритм основан на гомоморфной обработке изображения. Согласно этому методу, точка подчеркивается, если величина логарифма от яркости в этой точке превосходит среднее значение логарифмов яркостей четырех ближайших соседей. Элемент контрастированного изображения определяется как:

$$G(j, k) = \text{LOG} |F(j, k)| - \frac{1}{4} \text{LOG}(A_1) - \frac{1}{4} \text{LOG}(A_3) - \frac{1}{4} \text{LOG}(A_5) - \frac{1}{4} \text{LOG}(A_7),$$

или, что эквивалентно:

$$G(j,k) = \frac{1}{4} \text{LOG} \left\{ \frac{[F(j,k)]^4}{A_1 A_3 A_5 A_7} \right\}$$

Основное преимущество нелинейного логарифмического оператора контрастирования, кроме простоты вычислений, состоит в том, что он не чувствителен к мультипликативным изменениям уровня яркости или, другими словами, к неоднородной засветке тестового изображения. Данный нелинейный оператор можно рассматривать как линейное контрастирование с помощью оператора Лапласа изображения, уровни которого равны логарифмам яркости.

2.5. Алгоритм нелинейного контрастирования путем коррекции гистограмм

Гистограмма распределения яркостей типичного изображения естественного происхождения, подвергнутого линейному квантованию, обычно имеет ярко выраженный перекосяк в сторону малых уровней, т.е. яркость большинства элементов изображения ниже средней. На темных участках подобных изображений детали часто оказываются трудно различимыми. Одним из методов улучшения таких изображений оказывается видоизменение гистограмм, при котором предусматривается преобразование яркостей исходного изображения так, чтобы гистограмма распределения яркостей выходного изображения приняла желаемую форму.

Реализованы преобразования гистограмм, при которых гистограмма выходного изображения приобретает формы равномерную, экспоненциальную, Релея, гиперболическую и степенную соответственно согласно выражениям:

равномерная:

$$G(j,k) = [G_{max} - G_{min}] P_i(f) + G_{min}$$

экспоненциальная:

$$G(j,k) = G_{min} - \frac{1}{\alpha} \text{LN} [1 - P_i(f)]$$

Релея:

$$G(j,k) = G_{min} + \left[2\alpha^2 \text{LN} \left(\frac{1}{1 - P_i(f)} \right) \right]^{1/2}$$

гиперболическая:

$$G(j,k) = G_{min} + \left[\frac{G_{max}}{G_{min}} \right]^{P_i(f)}$$

где $P_i(f)$ – интегральная функция распределения вероятностей, вычисляется по всему изображению. Вопрос о целесообразности того или иного способа контрастирования путем изменения гистограмм изображения следует решать в каждом конкретном случае, исходя

из вида гистограммы исходного изображения. При этом, с точки зрения физиологического механизма восприятия, хорошие результаты дают экспоненциальная и степенная эквализации (выравнивание) гистограмм.

Достоинством данных алгоритмов является гораздо более точное контрастирование деталей изображения, расположенных на фоне слабоконтрастных фрагментов, но при таком подходе существенно увеличиваются шумы преобразования.

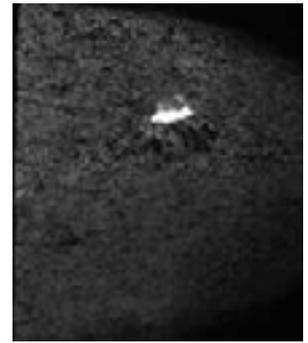


Рис. 3. Гистограмма РМЖ, полученная путем обработки рентгенограммы с использованием алгоритма Собела. Представлено обработанное с помощью алгоритма Собела опухолевое образование молочной железы с наличием инфильтрации.



Рис. 4. Представлено изображение опухолевого образования, обработанное с помощью алгоритма Кирша.

Алгоритмы нелинейного контрастирования путем преобразования гистограмм, как правило, используются в комбинированных алгоритмах, включающих процедуры как линейного, так и нелинейного контрастирования.

2.6. Алгоритм устранения неравномерности засветки пленки

Очевидным недостатком многих рентгенснимков является их неравномерная засветка. В ряде случаев это сильно искажает определение истинной плотности тканей и, тем самым, затрудняет объективную диагностику.

Для устранения такой неравномерности был разработан метод двумерной сплайн-аппроксимации исходного изображения. С помощью данного метода строится каркас изображения по заданным узловым точкам, который затем вычитается из исходного изображения. Узловые точки для каркаса в общем случае могут быть заданы как вершины некоторого прямоугольника размером (м х м). В зависимости от величин N и M, решетка узловых точек может быть настроена на выделение объектов, размерной апробации требуется серия экспериментов и экспертных оценок.

Для устранения общей неравномерности засветки снимков необходима аппроксимация изображений на относительно больших решетках. Например, для изображения 256х256 к наиболее лучшим результатам приводило использование решеток с (м х м) = 25..40. Перспективы использования данного метода в практической диагностике должны быть изучены более детально в ходе дальнейших экспериментов.

Применение цифровой обработки позволило нам более точно выявлять асимметрию участков желез, локализацию, размеры, форму, контуры опухолевого образования, и самое главное, выявить наличие кальцинатов, ассоциированных с опухолью [1].

Сопоставление маммограмм без цифровой обработки с маммограммами с цифровой обработкой улучшило выявляемость микрокальцинатов на 30%, что способствовало уточнению злокачественного характера новообразования МЖ.

Так, например, при фиброаденомах в некоторых наблюдениях отмечались кальцинаты в виде маленьких глыбок, которые могли быть приняты за признаки злокачественности. Цифровая обработка позволила с убедительной точностью исключить злокачественное образование.

Заключение

В результате проделанной аналитической и экспериментальной работы можно сделать следующие выводы:

1. Создание и использование цифровой обработки с использованием математических алгоритмов Собела, Кирша, Робертса и др., является исключительно перспективным направлением развития рентгенодиагностики. Быстрый ввод изображений в компьютер с возможностью длительного просмотра их на мониторе в удобное для врача время позволяет резко снизить лучевую нагрузку на пациента и врача. Возможность компьютерной обработки изображений позволяет получить дополнительную информацию по сравнению с обычными рентгенограммами. Возможность записи рентгенограмм на внешние носители (дискеты, жесткий диск и др.) позволяет создавать эффективные видеоинформационные системы, содержащие базы данных на каждого пациента (текстовые данные и наиболее информативные фрагменты рентгенограмм). Такие базы данных позволяют оперативно контролировать все изменения в состоянии больного. Возможность обмена данными по сети между компьютерами резко повышает оперативность обмена данными между врачами.

2. Приведенные данные по улучшению качества рентгенограмм в целом дали положительные результаты. Было показано, что, в принципе возможно улучшение качества рентгенограмм, однако, в процессе работы выяснилось, что объективные оценки качества получить затруднительно из-за того, что исходные изображения были введены в компьютер с готовых рентгенограмм.

3. Программа позволяет, при определенном опыте и условиях, получать трехмерное изображение объекта, однако, точные размеры получить не представляется возможным, хотя при этом возможно точно выявлять асимметрию участков желез, определять локализацию, формы и контуры, выявлять наличие кальцинатов, ассоциируемых с опухолью. Недостаток программы заключается в том, что она работает только с файлами своего формата, при этом очень большого размера, что отражается на требованиях к персональному компьютеру.

Литература

1. Microcalcifications in intraductal carcinoma of the breast: a radiopathological correlation. — J Garcia-

- Revillo Garcia, I.Polo Orti, C. Perez-Seoane Orduna Reina, Sofia University Hospital, Cordoba, Spain. // *European Radiology*. — Vol 12. — No8. — 002. — P e4.
2. New imaging techniques for breast cancer detection. — T. H. Helbich. Department of Radiology, University of Vienna, Vienna, Austria // *European Radiology*. — Vol 12. — No8. — 2002. — P e6.
3. CAD, Computer aided detection systems for breast cancers E Azavedo. — Dept of Radiology, Karolinska Hospital, Stockholm, Sweden. // *European Radiology* — Vol 12. — No8. — 2002. — P e9.
4. В.А. Власенко, О.И. Шкодин. Микропроцессорные системы неразрушающего контроля качества изделий электронной техники. — Киев. — Техника. — 1990. — С. 143.
5. Schreer I, Luttges J. — Breast cancer: early detection // *Eur. Radiol.* N 10 (Suppl. 2) — 2000. — P 331 — 338.
6. Организация и стандарты проверочной и диагностической маммографии. Линденбратен Л.Д. с соавт. // *Медицинская радиология и радиационная безопасность*. Москва. — 1999. — С. 67 — 79.
7. Лучевая диагностика заболеваний молочной железы, лечение и реабилитация. Харченко В.П., Рожкова Н.И. Практическое руководство. Выпуск 3. Москва 2000 г.
8. Цифровая маммография — реальная возможность раннего выявления заболеваний молочной железы в экономических условиях Украины. Васильев А.А., Алтухов А.Л., Литвиненко С. В., Пиун Т. И. Променева диагностика, променева терапія. — Київ. — 2000 р. — С.31 — 32.
10. Соколов В.Н., Степула В.В. «Заболевания молочной железы». — Одесса. — 2001. — Астропринт.

New technologies for obtaining of malignant tumours images with usage of mathematical algorithms.

Viktor N. Sokolov

Odessa state medical university, Ukraine

Abstract

In the paper new technologies for obtaining of malignant tumours images of mamma with usage of mathematical algorithms. 500 patients in age from 19 till 76 years have tasted. 258 the diagnosis breast cancer was represented. Mammograph «Alpha-ST7227» (Finland) was used. Digital analysis of mammograms

Распознавание, обработка, интерпретация биомедицинских сигналов, полей, изображений

was conducted by known and synthesized mathematical algorithms. The different combinations of linear and nonlinear algorithms were used too. Usage of mathematical algorithms allows to receive the three-dimensional image, to get precise sizes breast tumour, to define the form, outlines, to improve quality of image by changing of luminosity and visibility, to reveal calcinities, associated with a malignant tumour, to produce correction of mammograms. That allows to reduce considerably radial load by a patient at realization of mamma screening inspections. **Keywords:** mammography, digital analysis of mammograms, linear and nonlinear mathematical algorithms.

Нові технології одержання зображення злякисних пухлин із використанням математичних алгоритмів

В.М. Соколов

Одеський державний медичний університет, Україна

Резюме

Метою роботи є розробка нових технологій одержання зображення зля-

кисних пухлин молочних залоз із використанням математичних алгоритмів. Детальному аналізу підлягли 500 пацієнтів, віком від 19 до 76 років, з яких у 258 був встановлений діагноз — рак молочної залози (РМЗ).

Мамографія проводилась на сучасному мамографі «Alpha-ST7227». Дигітальна обробка мамограм проводилась як за допомогою відомих математичних алгоритмів, так і з використанням синтезованих. Крім цього, використовувались різні комбіновані лінійні й нелінійні алгоритми з метою виконання найкращих, а саме — достовірних, інформативних та швидкодіючих методів обробки.

Результати роботи показали, що використання математичних алгоритмів дозволяє одержати тримірне зображення об'єкта та виявити точні розміри РМЗ, визначити форму, контур утворення, покращити якість зображення шляхом зміни яскравості та контрастності, виявити наявність кальцинатів, асоційованих зі злякисною пухлиною, зробити корекцію мамограм, що дозволяє значно знизити проміневе навантаження на пацієнта при проведенні масових скринінгових обстежень молочних залоз.

Ключові слова: мамографія, цифрова обробка мамограм, лінійні й нелінійні математичні алгоритми.

Переписка

д.м.н., професор **В.Н. Соколов**
11 ГКБ, кафедра лучевої діагностики
и терапии Одесского государственного
медицинского университета
ул. Академика Воробьева, 5
Одесса, 65000, Украина
e-mail: sokolov_o@rambler.ru