

УДК 004.9

ТЕКСТУРНЫЙ АНАЛИЗ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

© Богуш А.Л., Ковалев В.А.

Объединённый институт проблем информатики НАН Беларуси
ул. Сурганова, 6, 220012, г. Минск, Беларусь

е-mail: bogush@newman.bas-net.by, vassili.kovalev@gmail.com

Abstract. In this paper we study effectiveness of different methods for the analysis of ultrasound image texture of the thyroid. It was found that the anisotropy properties of thyroid gland images contain the information most useful for the classification purposes. The best methods resulted in the accuracy of about 80% of pairwise classification of three different types of tumors.

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковое обследование широко применяется в области медицинской диагностики. Это связано с несколькими особенностями визуальной диагностики данного типа. Во-первых, не существует достоверных данных о вредном воздействии ультразвукового излучения на пациента. Единственное обнаруженное изменение – это нагрев тканей на доли градуса, однако не получено доказательств негативного влияния такого нагрева на здоровье пациента. Во-вторых, установка для ультразвукового обследования очень компактна и может занимать место вплоть до размера дорожной сумки, в то время как, например, ЯМР-томограф занимает несколько комнат. Такая компактность позволяет использовать ультразвуковые аппараты в клиниках, в машинах скорой помощи, а также при выезде врача к пациенту на дом. В-третьих, стоимость такого аппарата и стоимость одного обследования существенно ниже, чем на других приборах медицинской диагностики (компьютерном томографе, томографе ядерного магнитного резонанса). В совокупности это позволяет использовать данный тип диагностики при широком спектре заболеваний. Кроме того, для отслеживания динамики исследуемого заболевания обследования можно повторять через короткие промежутки времени.

1. Цели

Проблемы эффективной ранней диагностики рака чрезвычайно важна для регионов, пострадавших от аварии на Чернобыльской АЭС. Ультразвуковое сканирование [1] – это неинвазивная технология, подходящая как для диагностики, так и для локализации узлов и навигации. Однако, кроме явных преимуществ, ультразвук обладает и своими недостатками, что затрудняет его повсеместное использование. Основное из них – качество получаемых изображений является низким, что связано с физическими особенностями прохождения ультразвуковых волн в тканях. Это накладывает дополнительные требования на квалификацию врача, так как иногда бывает очень сложно отличить разные типы тканей на таких изображениях. В итоге, диагностические способности ультразвука оказываются достаточно слабы для постановки точного диагноза без инвазивного исследования ткани при помощи биопсии

(FNA – fine needle aspiration). Цель этой работы заключается в оценке полезности текстурных свойств ультразвуковых изображений для компьютерного диагностирования опухолей щитовидной железы.

2. МЕТОДЫ

В период с 1998 по 2004 годы, 50 пациентов (18 мужчин и 32 женщин) в возрасте от 10 до 68 лет с узловой болезнью щитовидной железы были обследованы в клинике Научно-исследовательского Института Радиационной медицины и Эндокринологии и Республиканском центре Медицинской реабилитации и бальнеолечения в г. Минске. Заболевания были верифицированы либо как доброкачественный узловой (многоузловой) зоб, либо как аденома, либо карцинома (рак). Во время первоначальных исследований были проведены обычные двумерные (2D) и трехмерные (3D) ультразвуковые сканирования щитовидной железы при помощи метода свободной руки, а также оценка гормонального статуса щитовидной железы (анализ TSH, T3, FT3, T4, FT4, TG, TG-AB, TPO-AB) и пункционная биопсия (FNA). В соответствии с медицинскими показаниями (размер узлов щитовидной железы более 3см в диаметре и продолжает увеличиваться, злокачественность или подозрение на злокачественность цитологических результатов после FNA), проводилось хирургическое вмешательство на щитовидной железе в Минском Государственном Онкологическом Диспансере на всех пациентах. Диагноз также был подтверждён морфологическим обследованием резецированного поражения после операции. Запись трехмерных ультразвуковых изображений [2] новообразования щитовидной железы проводилась системой “Freescan” (EchoTech, Germany) [3] и ультразвуковым сканером Hewlett Packard Image Point. Одно трехмерное обследование содержало набор из 300 – 400 двумерных ультразвуковых изображений с соответствующими им данными о пространственном положении. Тот же ультразвуковой сканер использовался для получения обычных двумерных изображений. Узловые образования были разделены на классы в соответствии с характеристиками тока крови на ультразвуковых изображениях, полученных с эффектом Доплера. Так как у некоторых пациентов присутствовали опухоли в обеих долях щитовидной железы, в итоге в данной работе было проанализировано 64 изображения, представляющих 19 случаев зоба, 12 – аденомы, и 33 – раковых опухолей. Сегментация щитовидной железы проводилась при помощи полуавтоматического метода, основанного на ручных обводках области интереса (Рис. 1), проведённых врачом-экспертом в 6 – 10 сечениях. Затем был использован метод реконструкции поверхности, основанный на математической морфологии [4] для интерполирования поверхности области интереса (Рис. 6). После реконструкции, поверхность использовалась для вырезания области интереса во всех слоях. Для этого трехмерная поверхность и сегментируемое изображение располагались в единой глобальной системе координат и затем вычислялось их пересечение. В результате процедуры сегментации для каждого узла было получено в среднем 50 сечений, а для щитовидной железы – 200 – 300. Средний размер изображения щитовидной железы составил $2,5 \times 10^7$ вокселей, а изображения узла – $6,5 \times 10^6$ вокселей. Эти изображения были использованы для получения изображений различных видов

тканей и их границ, а также их сочетаний. Наиболее значимые результаты были получены при использовании изображений узлов с окружающей тканью в 3 пикселя от обводки эксперта (см. рис. 3).

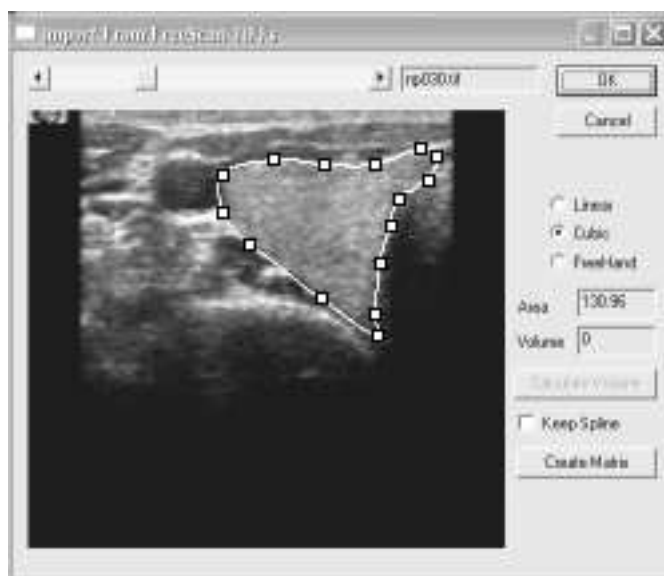


Рис. 1. Обводка щитовидной железы

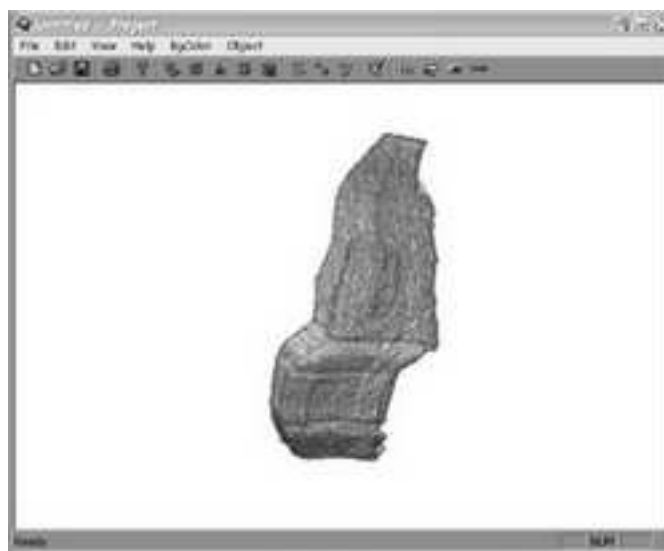


Рис. 2. Реконструкция объёма

Следуя концепции обобщенных матриц совместной встречаемости [5], вычислялись признаки для набора двумерных изображений, которые составляют область интереса. Для формального определения матриц совместной встречаемости будем

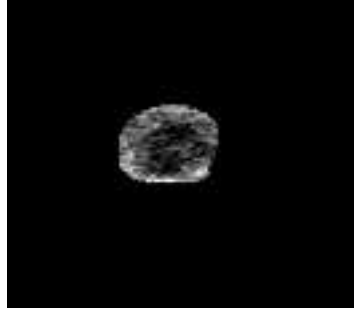


Рис. 3. Сегментированный узел

считать, что произвольная пара пикселей (i, k) , определена на дискретной пиксельной решетке индексами пикселей $i = (x_i, y_i)$, $k = (x_k, y_k)$ и евклидовым расстоянием $d(i, k)$. Обозначим яркость в этих пикселях как $I(i)$ и $I(k)$, локальные значения градиента как $G(i)$, $G(k)$ и угол между векторами градиента как $a(i, k)$. Тогда шестимерная (6-D) матрица совместной встречаемости общего вида определяется как

$$W = ||w(I(i), I(k), G(i), G(k), a(i, k), d(i, k)))|| \quad (1)$$

Для вычисления значений абсолютной величины градиента $G = \sqrt{Gx^2 + Gy^2}$ и углов между векторами градиента мы использовали оператор Собеля с точными значениями $\pm 1/\sqrt{2}$ в масках свёртки (Рис. 4).

$\frac{-1}{\sqrt{2}}$	0	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	0	$\frac{1}{\sqrt{2}}$
-1	0	+1	-1	0	+1
$\frac{-1}{\sqrt{2}}$	0	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	$\frac{-1}{\sqrt{2}}$	0	$\frac{-1}{\sqrt{2}}$
Gx			Gy		

Рис. 4. Маска свёртки для оператора Собеля

Обозначая интервалы (кванты) значений яркости $I(i)$, $I(k)$ их индексами $b_I = 1, \dots, B_I$, интервалы величины градиента $G(i)$, $G(k)$ индексами $b_G = 1, \dots, B_G$, интервалы относительного угла градиента $a(i, k)$ индексами $b_a = 1, \dots, B_a$, а целые (округленные) расстояния на дискретной решетке изображения $d(i, k)$ индексами $b_d = 1, \dots, B_d$, элемент матрицы $w(I(i), I(k), G(i), G(k), a(i, k), d(i, k))$ формально определяется как

$$\begin{aligned}
w(b_{Ii}, b_{Ik}, b_{Gi}, b_{Gk}, b_a, b_d) \\
= \text{card}\{ & (i, k) \in R^2 | i \neq k, \\
& b_{Ii} = I(i), b_{Ik} = I(k), b_{Gi} = G(i), b_{Gk} = G(k), \\
& b_a = a(i, k), b_d = \text{round}(d(i, k)), \\
& x_k = (x_i + \Delta x), y_k = (y_i + \Delta y), \\
& -D \leq \Delta x \leq D, \\
& 0 \leq \Delta y \leq D, \text{ если } \Delta x < 0, \\
& 1 \leq \Delta y \leq D, \text{ иначе.}
\end{aligned}$$

В этом выражении Δx и Δy определяют смещение по осям X и Y , выраженные в единицах раstra изображения. Последние три строчки определения формализуют требование выбора всех возможных пар пикселей без повтора. При вычислении матриц мы всегда следуем исходной растеризации изображения и округлённым до целых величин (индексам матрицы) евклидовым расстояниям $d(i, k)$ чтобы избежать рассмотрения несуществующих значений яркости, вызванных интерполяцией. Оператор округления был определён здесь в общем смысле, т.е. как округление к ближайшему целому. Согласно типам осей, такой вид матрицы совместной встречаемости для краткости мы назовём IGGAD. Нам также необходимо делать проверку на существование каждого пикселя, так как мы удаляли некоторые из них во время сегментации, следовательно, мы не включаем пары пикселей в рассмотрение, если хотя бы один из них не принадлежит к отсегментированной части изображения. Матрицу для набора двумерных изображений (слоев) мы вычисляли как сумму матриц для каждого 2D изображения в последовательности предполагая, что текстура на всех изображениях имеет характерные признаки для каждого конкретного вида ткани. Такое суммирование приводит к приблизительно 7×10^5 парам пикселей для всей щитовидной железы и 2×10^5 парам для узлов, при $D = 4$. Мы также исследовали некоторые редуцированные версии матриц совместной встречаемости: интенсивности (IID), значения градиента (GGD) и угла градиента (gAD), а также их комбинации. Редуцированные матрицы могут быть получены из основной матрицы IGGAD путём суммирования вдоль соответствующих осей. Исходная матрица IGGAD не может быть восстановлена из этих матриц обратно. Следовательно, любая комбинация частных матриц совместной встречаемости не может описать изображение также подробно, как матрица IGGAD.

Анализировать всю матрицу совместной встречаемости не очень удобно из-за её большого размера. Например, наиболее репрезентативная матрица $I_8 I_8 G_8 G_8 A_6 D_4$ будет состоять из порядка 10^5 элементов, большинство из которых будут близки или равны нулю. Для выделения текстурных характеристик мы применили метод анализа главных компонент (the Principal Component Analysis, PCA) для набора исследуемых матриц совместной встречаемости. Было обнаружено, что всего лишь несколько главных компонент обычно представляют 95% вариации в анализируемых данных (Рис. 5). Поэтому указанный порог был использован в качестве критерия отбора главных компонент (текстурных признаков).

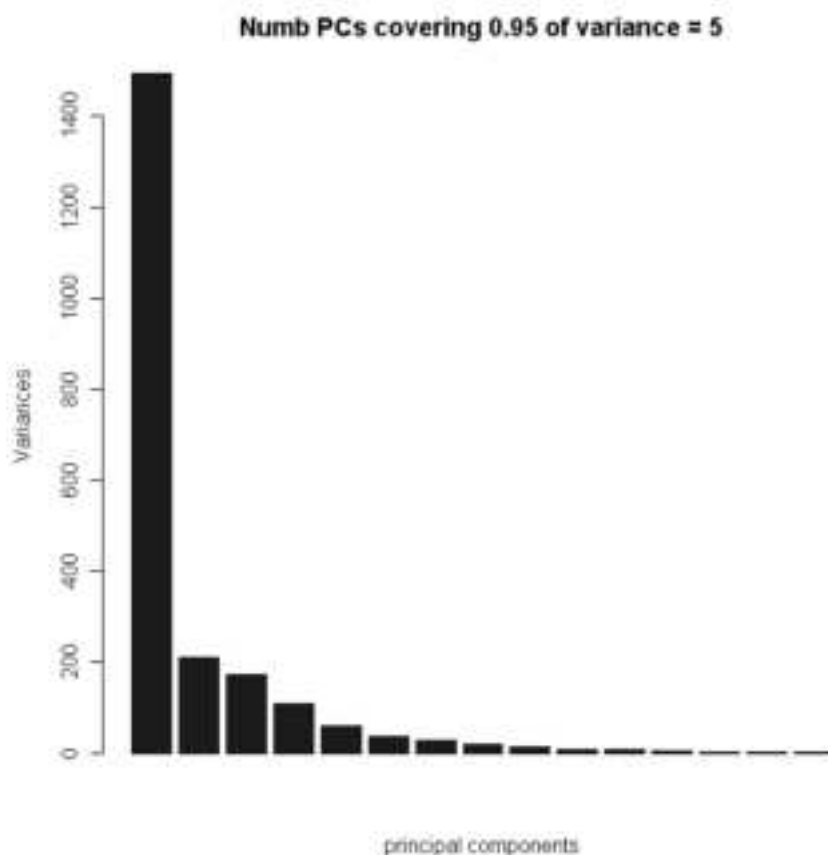


Рис. 5. График важности главных компонент (доля объясняемой вариации данных при использовании в качестве дескрипторов текстуры обобщенных матриц совместной встречаемости типа IGGAD).

Значимость текстурных отличий и их потенциальная выгода для процесса диагностики были оценены путем выполнения классификации изображений. Для того чтобы избежать ложной интерпретации результатов классификации и их зависимости от специфических свойств одного конкретного метода классификации, классификация изображений опухолей была проведена при помощи трёх наиболее передовых методов, недавно предложенных в области распознавания образов. Они включают в себя: метод иерархической кластеризации, метод опорных векторов (SVM), и метод случайных лесов, реализованные в пакете R [6]. Во всех экспериментах изображения были разделены случайным образом на обучающую и тестовую последовательность без пересечения этих множеств. Для оценки зависимости результатов от размеров и конкретного содержания обучающей выборки, эксперименты проводились случайным разделением на 50% и 80% для изображений обучающей выборки и остальные 50% и 20% для тестирующей. Каждый эксперимент классификации повторялся 1000 раз для достижения достоверной статистики средней точности классификации.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ

На первом этапе была изучена эффективность различных видов матриц совместной встречаемости, описанных в предыдущем разделе. В результате было обнаружено, что матрицы gAD, представляющие свойства анизотропии изображений щитовидной железы, содержат информацию, наиболее полезную для целей классификации. В качестве иллюстрации на рис. 6 приведен пример распределения углов между векторами градиентов для $D = 1$. Значения интенсивности и значения градиента были менее релевантны решаемой задаче (максимальное значение t для критерия Стьюдента $t = 3.34$ против максимум $t = 6.25$ для gAD) при определении зоба, аденомы и рака. Наиболее вероятно, что причиной этого является большая наблюдаемая вариабельность исходных изображений, а также то, что интенсивность сигнала неоткалибрована и сильно меняется от случая к случаю. Таким образом, всего 7 главных компонент (текстурных признаков) было отобрано для проведения классификации, 4 из которых были взяты из матриц gAD и 3 из обобщенных матриц IGGAD.

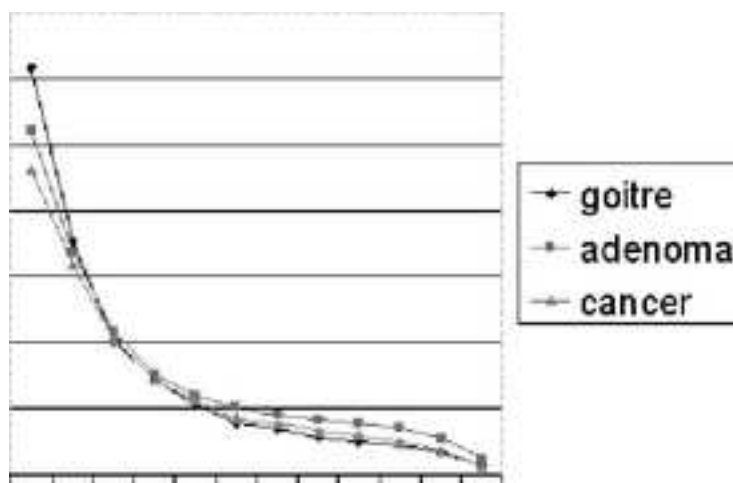


Рис. 6. Типичный пример распределения углов между векторами градиентов для зоба (goitre), аденомы (adenoma) и рака (cancer) щитовидной железы.

Результаты попарной классификации опухолей трех типов, а также классификация доброкачественных (зоб и аденома) относительно злокачественных опухолей подытожены в таблице.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты исследований, выполненных в рамках данной работы с использованием 64 трехмерных ультразвуковых изображений опухолей щитовидной железы, представляющих 19 случаев зоба, 12 случаев аденомы, и 33 случая рака позволяют сделать следующие выводы.

Метод кластеризации	Размер обучающей выборки, %	Средняя точность классификации в % (1000 повторов)			
		зоб vs. рак	аденома vs. рак	зоб vs. аденома	(зоб+аденома) vs. рак
Иерархическая кластеризация	50	83.4	78.5	60.0	77.3
SVM		73.1	73.8	75.7	64.8
Случайные леса		78.2	72.7	80.8	63.5
Иерархическая кластеризация	80	56.4	52.2	66.7	54.2
SVM		78.7	79.7	82.4	67.3
Случайные леса		79.2	75.5	85.9	62.1

1. Свойства анизотропии текстуры ультразвукового изображения, в отличие от интенсивности и градиента, более важны для определения типа опухоли щитовидной железы.
2. Метод случайных лесов подходит для классификации опухолей с помощью текстурных признаков ультразвуковых изображений больше, чем метод опорных векторов и метод иерархической кластеризации.
3. Метод иерархической кластеризации превосходит другие методы в случаях, когда существует ограниченное количество изображений опухолей.
4. Текстурные свойства ультразвуковых изображений могут быть использованы в процессе компьютеризированной диагностики опухолей щитовидной железы для улучшения качества диагностики и повышения его объективности.

Благодарности. Данная работа выполнена при частичной финансовой поддержке Европейского Сообщества в рамках проекта INTAS 04-77-7036.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *K. Colquhoun, A. Alam.* Basic science: ultrasound, D. Wilson (Ed.), Radiology for the FRCS. Current Orthopedics, vol 19, pp. 27-33, 2005.
2. *R.N. Rohling And A.H. Gee.* Issues In 3-D Free-Hand Medical Ultrasound Imaging // CUED/F-INFENG/TR 246 January 1996 Cambridge University, Engineering Department
3. *S. Schlogl, E. Werner, M. Lassmann, J. Terekhova, S. Muffert, S.Seybold, and C. Reiners.* The use of three-dimensional ultrasound for thyroid volumetry // Thyroid, 11(6):569-574, 2001.
4. *A.L. Bogush, A.V. Tuzikov, S.A. Sheynin.* 3D Object Reconstruction from Non-parallel Cross-sections. 17th International Conference on Pattern Recognition ICPR'2004, 23-26 August 2004, Cambridge, UK, vol. 3, pp. 542-545, 2004
5. *V.Kovalev and M.Petrou,* Multidimensional Co-occurrence Matrices for Object Recognition and Matching, Graph. Models Image Processing, vol.58, no.3, pp.187-197, 1996.
6. *R Development Core Team.* R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2006, ISBN 3-900051-07-0.

Статья поступила в редакцию 21.04.2008