

3. Лоскутов О.А., Васильченко Е.В., Амбражей М.Ю. Жесткостные и прочностные характеристики марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем // Травма. 2014. Т. 15. № 1. С. 114-117.
4. Назаренко А.В., Ткачев С.И., Медведев С.В., Романов Д.С. и др. Развитие синдрома компрессии спинного мозга у больных с метастатическим поражением позвоночника – показание к лучевой терапии при отсутствии целесообразности и возможности к выполнению хирургического лечения // Российский онкологический журнал. 2018. Т. 1. № 3. С. 5-9.
5. Ткачев С.И., Романов Д.С., Тимошкина Е.В., Валиев А.К. и др. Возможности лучевой терапии в лечении пациентов с метастатическим поражением позвонков, вызывающим компрессию спинного мозга // Медицинский алфавит. 2017. Т. 1. № 16. С. 42-45.
6. Медведев С.В., Ткачев С.И., Романов Д.С. и др. Радиотерапия в лечении пациентов с синдромом компрессии спинного мозга / Онкология. Журнал им. П.А. Герцена. 2017. № 4. С. 46-49.
7. Назаренко А.В., Ткачев С.И., Медведев С.В. и др. Роль дистанционной лучевой терапии в комплексном лечении пациентов с метастатическим поражением позвонков с синдромом компрессии спинного мозга // Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. 2015. № 2. С. 3-6.
8. Лебедево И.М., Гавриков Б.М. Программный метод оценки параметров опухоли по КТ-изображениям // Атомная энергия. 2020. Т. 128. Вып. 1. С. 28-32.
9. Лебедево И.М., Гавриков Б.М., Борисова Т.Н. Метод количественной оценки размера и плотности опухоли при адаптивной лучевой терапии по КТ-изображениям // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2019. Т. 64. № 6. С. 64-70.
10. Верещинский И.В., Пикаев А.К. Введение в радиационную химию. – М.: Акад. наук, 1963. 272 с.

Ирина Матвеевна Лебедево,
д-р биол. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБУ «НМИЦ онкологии
им. Н.Н. Блохина» Минздрава России,
профессор,
кафедра медицинской физики,
Национальный исследовательский ядерный
университет МИФИ,
г. Москва,
Борис Михайлович Гавриков,
медицинский физик,
ГБУЗ города Москвы «Московская
городская онкологическая больница № 62
Департамента здравоохранения
города Москвы»,
пос. Истра, Московская область,
e-mail: imlebedenko@mail.ru

Д.В. Леонов

Оценка диагностической эффективности алгоритмов ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока в присутствии мерцающего артефакта

Аннотация

Традиционный алгоритм картирования кровотока недостаточно эффективен для исследования сосудов небольшого размера и когда в организме присутствуют инородные тела, на которых проявляются артефакты. В настоящей статье исследуются признаки сигналов кровотока, а также шумовых и артефактных сигналов. На основании этих признаков предлагаются математические правила, позволяющие отличить сигнал кровотока от прочих сигналов. Выполняется оценка диагностической эффективности предлагаемых решающих правил. Результаты исследования показали, что учет пространственной стабильности скорости кровотока позволяет повысить диагностическую эффективность до 91,6 %.

Введение

Диагностическая эффективность является важным параметром, позволяющим на основании бинарной классификации определить качество работы системы [1]. При ультразвуковом исследовании в режиме цветового доплеровского картирования кровотока (ЦДК) на экране прибора цветом подкрашиваются пиксели, пространственное расположение которых соответствует позиции сосудов в исследуемой области тела человека. Цвет несет информацию не только о координатах, но и о скорости, турбулентности или энергии кровотока. Однако наряду с сигналами кровотока на вход системы в режиме ЦДК поступают и иные сигналы, от которых важно избавиться в процессе обработки [2], [3].

Обработка данных ЦДК состоит из трех основных этапов – это фильтрация, маскирование и расчет скорости в каждом элементе разрешения. Расчет скорости обычно производится на базе автокоррелятора путем нахождения среднего сдвига фазы доплеровской пачки [4], [5]. На этапе фильтрации происходит подавление сигналов от мягких тканей, но после их подавления остается шум [6], [7]. Чтобы избежать отображения

шума на сонограмме, используется маскирование. Маски проектируют так, чтобы они пропускали сигналы, обладающие признаками движения, чтобы отображать на экране ультразвукового сканера расположение сосудов. Но было отмечено, что признаками движения также обладают некоторые сигналы, не связанные с кровотоком [8]. Их картирование наряду с кровотоком приводит к появлению мерцающего артефакта [9]-[12]. В задачах исследования кровотока появление артефакта нежелательно, поэтому в данном исследовании рассматриваются маски, способные его подавить.

Целью исследования является оценка диагностической эффективности масок, применяемых в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства для картирования сигналов кровотока.

Материалы и методы

Исследовались сырые радиочастотные сигналы, полученные из тракта предварительной обработки ультразвукового сканера «Сономед-500» (фирма «Спектрмед», Москва, РФ) [8]. В работе использовались доплеровский фантом «Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System» и фантомы собственной разра-

ботки [13], содержащие объекты, на которых наблюдался мерцающий артефакт [14], [15], а именно шершавую металлическую проволоку и пластиковую нить диаметром 1,75 мм. Эти объекты размещались параллельно датчику. Все эксперименты проводились с закрепленным в штативе линейным датчиком 7,5L37, а сканер работал в дуплексном режиме на частоте 9,4 МГц для В-режима и на частоте 6,3 МГц для доплеровского режима с частотой повторения импульсов от 500 Гц до 2 кГц. В режиме картирования строится распределение скорости, полученное на основе оценки сдвига фазы эхо-сигнала, вносимого движением объекта. Распределение сдвига фазы от модели сосуда показано на *рис. 1*.

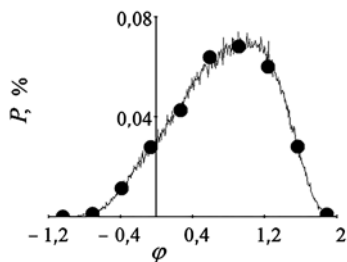


Рис. 1. Распределения значений фазы сигнала из области сосуда. По горизонтали отложены значения в радианах

Сигналы доплеровского тракта можно разделить на 4 типа в зависимости от их источника [8] и обозначить латинскими буквами, как показано в подписи к *рис. 2*. Сигнал «В» представляет собой отражение от мягких тканей и не несет полезной информации для режима картирования кровотока. Этот сигнал подавляется на этапе фильтрации, а после его подавления остается шумовая компонента «Е». Присутствие шумовой компоненты свойственно не только для «В», но также и для всех остальных сигналов. Сигналы «С» и «D» связаны с мерцающим артефактом, при исследовании кровотока их стараются не принимать во внимание.

Компоненты сигнала, соответствующие артефактным сигналам, кровотоку и «белому» шуму, проходят фильтр и сортируются на этапе маскирования [8]. Для выделения компоненты отражения от движущихся объектов можно использовать маску по среднему квадратичному отклонению. Маска пропускает только значения, превышающие некоторый заданный порог:

$$\sigma > T_s; \quad (1)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |\tilde{x}_k|^2},$$

где N – число зондирующих импульсов; x_k – комплексное значение отсчета, соответствующего импульсу пачки, а тильда означает, что была проведена операция фильтрации для подавления сигнала «В».

Поскольку движение частиц в потоке крови можно приближенно считать прямолинейным поступательным, то для выделения сигнала кровотока также применима маска по попарной корреляции:

$$r > T; \quad (2)$$

$$r = \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-2} \tilde{x}_k \cdot \tilde{x}_{k+1}^* \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{N-2} |\tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{N-2} |\tilde{x}_{k+1}|^2}},$$

где * – комплексное сопряжение.

Для сигнала «С», как видно из *рис. 2*, характерно близкое к единице значение модуля корреляции между действительной и мнимой частями сигнала. Поэтому для выделения сигнала кровотока на фоне сигнала «С» применима следующая маска:

$$r_{\text{reim}} < T_{\text{reim}}; \quad (3)$$

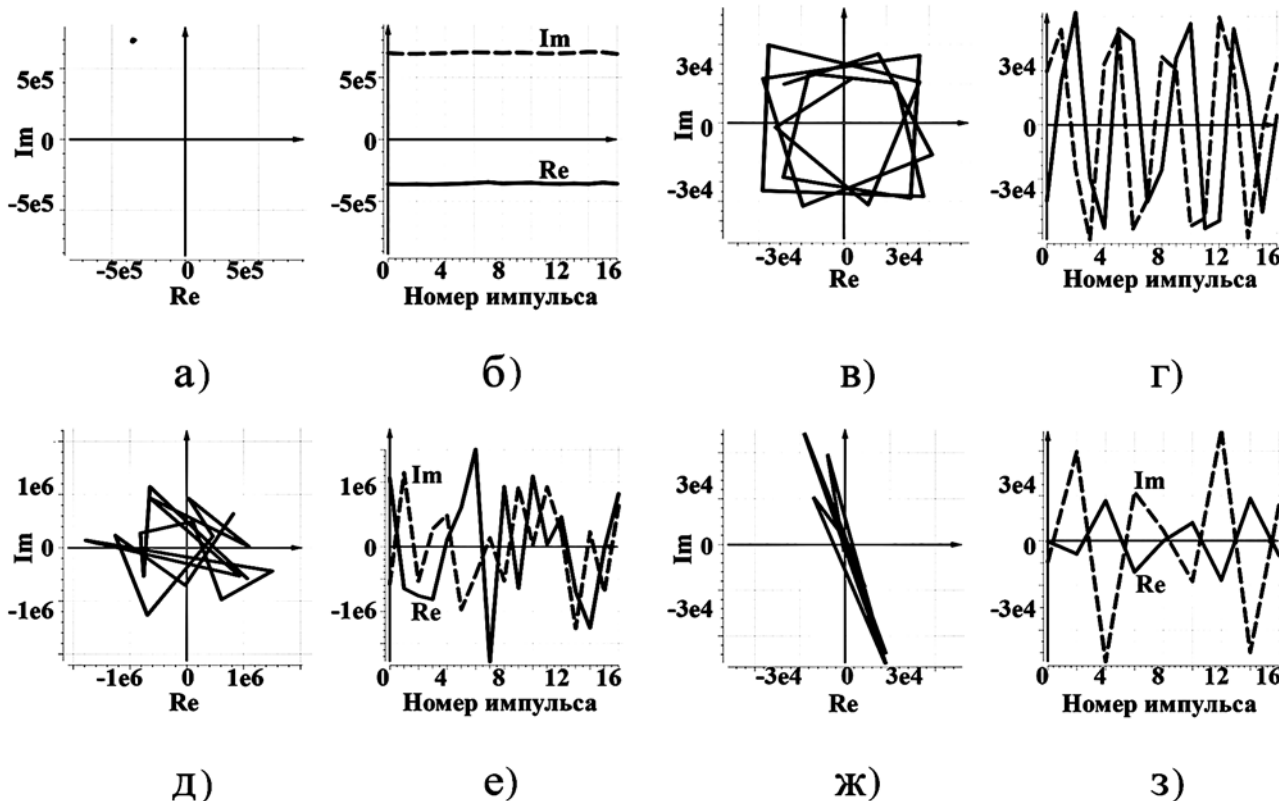


Рис. 2. Типичные доплеровские сигналы: (а), (б) маломощные сигналы от стационарных целей «В»; (в), (г) сигналы от движущихся целей «А»; (д), (е) хаотические сигналы от стационарных целей «D»; (ж), (з) упорядоченные сигналы от стационарных целей «С».

По осям отложены порядковый номер текущего импульса в доплеровской последовательности и нормированные единицы, относящиеся к величине сигнала. Действительная часть относится к исходному сигналу, мнимая часть относится к его преобразованию Гильберта

$$r_{\text{reim}} = \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-1} \text{Re} \tilde{x}_k \cdot \text{Im} \tilde{x}_k \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} |\text{Re} \tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{N-1} |\text{Im} \tilde{x}_k|^2}}$$

Для повышения диагностической эффективности системы можно использовать комбинированную маску:

$$(\sigma > T_\sigma)(r > T_r)(r_{\text{reim}} < T_{r_{\text{reim}}}). \quad (4)$$

Было отмечено, что кровотоки на экране сканера создает достаточно стабильную картину, тогда как для артефактных сигналов характерна быстрая смена окрашенных пикселей, подобная мерцанию. Поэтому для выделения сигнала кровотока также можно использовать градиент фазы:

$$\nabla \varphi = \frac{\partial \varphi}{\partial z} k,$$

где z – глубинная координата; k – единичный вектор. Тогда маска примет вид

$$\nabla \varphi < T_{\nabla \varphi}. \quad (5)$$

Предполагается, что учет градиента фазы наряду со всеми параметрами приведет к повышению диагностической эффективности системы картирования кровотока:

$$(\sigma > T_\sigma)(r > T_r)(r_{\text{reim}} < T_{r_{\text{reim}}})(\nabla \varphi < T_{\nabla \varphi}). \quad (6)$$

Решающие правила оценивались по диагностической эффективности [1], определяемой как доля тестов, дающих правильный результат, и рассчитываемой по формуле

$$AC = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN),$$

где TP – это истинно положительный результат; TN – истинно отрицательный результат; FP – ложноположительный результат; FN – ложноотрицательный результат.

Написана компьютерная программа, которая для сформированного в ходе эксперимента набора доплеровских сигналов в автоматическом режиме осуществляла перебор порого-

вых значений масок и поиск таких, при которых диагностическая эффективность максимальна. Расчет проводился для случая использования 5 зондирующих импульсов, мощность излучения была установлена на 30 %. Чтобы наглядно убедиться в верности рассчитанных значений, были построены распределения параметров, используемых в масках. Для построения распределений из области кровотока было получено 227 552 сигнала, из области артефакта типа «С» – 1 232 454, из области типа «D» – 814 500, а также 1 675 800 из области, содержащей только сигналы типа «E».

Результаты и обсуждение

Распределения, полученные для значений по формулам (2), (4), (6), (8), представлены на *рис. 3* для выборки из 17 импульсов и мощности излучения 100 % и на *рис. 4* для выборки из 5 импульсов в пачке и мощности 30 %. Можно видеть, что сигнал «А», принятый из области кровотока, имеет меньшую величину градиента фазы, чем сигнал шума «Е» и сигнал артефакта «D». Поэтому градиент фазы тоже можно использовать для формирования маски. Также можно отметить, что при уменьшении числа импульсов в пачке и снижении мощности различия между сигналами на распределениях становятся менее явными, поэтому случай с 5 импульсами и 30 % мощности рассматривается в качестве более сложного, чем случай с 17 импульсами.

Как видно из *табл. 1*, в которой указаны номера правил и соответствующие наибольшей эффективности значения порогов и вероятностей, в проведенном нами эксперименте использование предлагаемого правила по выражению (6) позволило достигнуть наибольшего значения диагностической эффективности, равного 91,6 %, тогда как использование правила, описанного выражением (4), дало значение диагностической эффективности 90,5 % для случая использования 5 зондирующих импульсов в пачке, представленного на *рис. 4*.

Известно, что при диагностике сигналов кровотока принимают во внимание тот факт, что сосуды представляют собой область с пониженным коэффициентом отражения по отношению к окружающим тканям [5]. Но это условие не выполняется при транскраниальных исследованиях, а также для со-

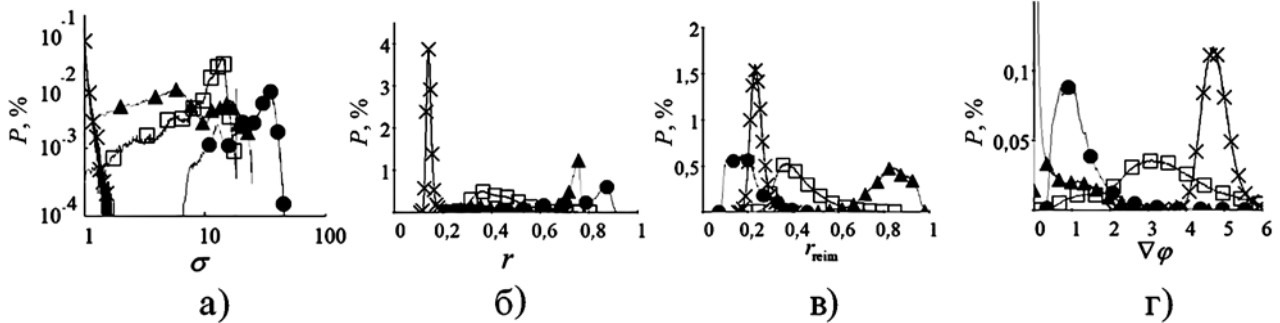


Рис. 3. Распределения параметров сигналов кровотока «А» (круги), сигналов мерцающего артефакта, вызванного упругими колебаниями «С» (треугольники), сигналов мерцающего артефакта «D» (квадраты), вызванного микрокавитацией, сигналов шума «Е» (кресты): а) среднеквадратического отклонения длины вектора комплексных величин; б) попарной корреляции; в) корреляции между действительной и мнимой частями сигнала; г) градиента фазы. Распределения получены для случая использования 17 зондирующих импульсов и сигнала на уровне 100 % мощности излучения

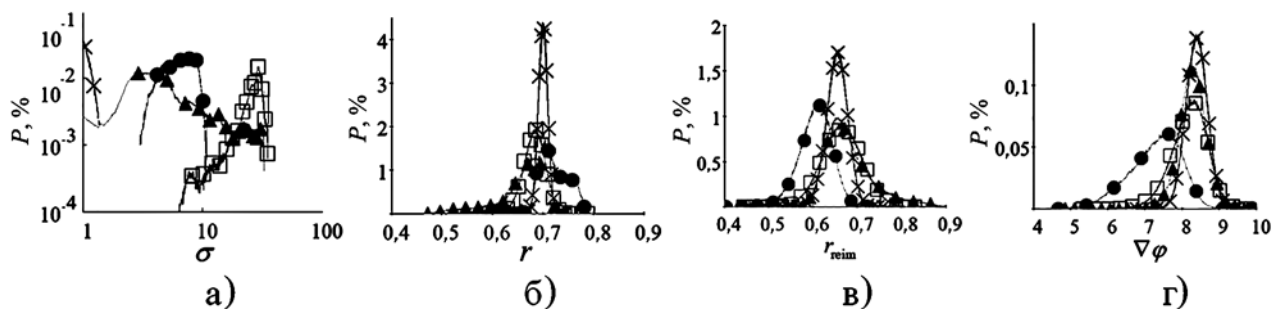


Рис. 4. Распределения, аналогичные представленным на *рис. 3*, но полученные для 5 зондирующих импульсов и сигнала на уровне 30 % мощности излучения

судов малого диаметра, в отражение от которых за счет боковых лепестков диаграммы направленности ультразвукового датчика также попадают отражения от близлежащих тканей [7]. В этих случаях предложенная маска для кровотока будет особенно актуальна.

Заключение

Исследовались сигналы доплеровского тракта ультразвукового диагностического прибора. Было предложено математическое правило, позволяющее отличить сигнал, полученный из области кровотока, от шумовых и артефактных сигналов. Учет в этом правиле пространственной стационарности скорости потока, осуществляемый через расчет градиента фазы вдоль луча, позволяет повысить диагностическую эффективность режима ЦДК до 91,6 %.

Работа поддержана Департаментом здравоохранения г. Москвы, ЕГИСУ № 123031500001-4.

Список литературы:

1. *Korneenkov A.A., Ryazantsev S.V., Vyazemskaya E.E.* Calculation and interpretation of indicators of informativeness of diagnostic medical technologies // *Medical Council*. 2019. Vol. 20. PP. 45-51.
2. *Tierney J., Baker J., Brown D., Wilkes D., Byram B.* Independent Component-Based Spatiotemporal Clutter Filtering for Slow Flow Ultrasound // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2020. Vol. 39. № 5. PP. 1472-1482.
3. *Zhang N., Ashikuzzaman M., Rivaz H.* Clutter suppression in ultrasound: Performance evaluation and review of low-rank and sparse matrix decomposition methods // *BioMed. Eng. OnLine*. 2020. Vol. 19. № 37. PP. 1-38.
4. *Lindsey J.T. Jr., Smith C., Lee J., Hilaire H., Lindsey J.T. Sr.* Mapping 216 Perforator Flaps Using Highly Portable Tablet-Based Color Doppler Ultrasound // *J. Reconstr. Microsurg*. 2022. Vol. 38. № 2. PP. 115-120.
5. *Meola M., Ibeas J., Lasalle G., Petrucci I.* Basics for performing a high-quality color Doppler sonography of the vascular access // *J. Vasc. Access*. Nov. 2021. Vol. 22 (1_suppl). PP. 18-31.
6. *Baranger J., Arnal B., Perren F., Baud O., Tanter M., Demeñe C.* Adaptive Spatiotemporal SVD Clutter Filtering for Ultrafast Doppler Imaging Using Similarity of Spatial Singular Vectors // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2018. Vol. 37. № 7. PP. 1574-1586.
7. *Lang X., He B., Zhang Y., Chen Q., Xie L.* Adaptive Clutter Filtering for Ultrafast Doppler Imaging of Blood Flow Using Fast Multivariate Empirical Mode Decomposition / 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Xi'an, China. 2021. PP. 1-4.

8. *Leonov D.V., Reshetnikov R.V., Kulberg N.S., Nasibullina A.A., Gromov A.I.* Doppler twinkling artifact observations: An open-access database of raw ultrasonic signals // *Digital Diagnostics*. 2021. Vol. 2 № 3. PP. 261-276.
9. *Kang J., Han K., Song I., Kim K.S., Jang W.S., Kim M.J., Yoo Y.* Real-Time Ultrasound Detection of Breast Microcalcifications Using Multifocus Twinkling Artifact Imaging // *IEEE Trans. Med. Imaging*. 2022. Vol. 41. № 5. PP. 1300-1308.
10. *Nabheerong P., Kengkla K., Saokaew S., Naravejsakul K.* Diagnostic accuracy of Doppler twinkling artifact for identifying urolithiasis: A systematic review and meta-analysis // *J. Ultrasound*. 2023. Vol. 26. PP. 321-331.
11. *Rokni E., Zinck S., Simon J.C.* Evaluation of Stone Features That Cause the Color Doppler Ultrasound Twinkling Artifact // *Ultrasound in Medicine & Biology*. May 2021. Vol. 47. Iss. 5. PP. 1310-1318.
12. *Liu N., Zhang Y., Shan K.* Sonographic twinkling artifact for diagnosis of acute ureteral calculus // *World J. Urol*. 2020. Vol. 38. PP. 489-495
13. *Leonov D., Kodenko M., Leichenko D., Nasibullina A., Kulberg N.* Design and validation of a phantom for transcranial ultrasonography // *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg*. 2022. Vol. 17. PP. 1579-1588.
14. *Gromov A.I., Sapozhnikov O.A., Kaprin A.D.* Doppler twinkling artifact: Physical mechanisms and place in diagnostic practice. State of the art // *Medical Visualization*. 2023. Vol. 27. № 1. PP. 120-134.
15. *Leonov D.V., Kulberg N.S., Morozov S.P., Gromov A.I.* Detection of microcalcifications using the ultrasound Doppler twinkling artifact // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54. № 3. PP. 174-178.

*Денис Владимирович Леонов,
канд. техн. наук, докторант,
ст. научный сотрудник,
ГБУЗ «Научно-практический клинический
центр диагностики и телемедицинских
технологий ДЗМ»,
г. Москва,
e-mail: strat89@mail.ru*

Результаты оценки эффективности решающих правил

Таблица 1

Номер правила	1	2	3	4	5	6
T_{σ}	1,33333	–	–	1,46667	–	1,45484
T_r	–	0,71	–	0,680909	–	0,680909
$T_{r \text{ reim}}$	–	–	0,636364	0,672727	–	0,681818
$T_{\nu\phi}$	–	–	–	–	7,90909	8,40476
TP	0,9998919	0,598609	0,798994	0,940383	0,803852	0,92843
FP	0,518312	0,0936204	0,22559	0,130119	0,130738	0,0958426
TN	0,481688	0,90638	0,77441	0,869881	0,869262	0,904157
FN	0,00018537	0,401391	0,201006	0,0596169	0,196148	0,0715702
AC	0,740753	0,752494	0,786702	0,905132	0,836557	0,916294