

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

И.В. Ключкин, А.Ю. Кинзерский, М.А. Кинзерская, Д.В. Пасынков

Кафедра общей хирургии (зав. - проф. С.В. Доброквашин) Казанского государственного медицинского университета, кафедра ультразвуковой диагностики (зав. - д-р мед. наук А.Ю. Кинзерский), кафедра терапии, функциональной диагностики, профилактической и семейной медицины (зав. - проф. Э.Г. Волкова) Уральской государственной медицинской академии дополнительного образования, Республиканский онкологический диспансер (главврач - В.В. Поляков) Республики Марий Эл, г. Йошкар-Ола

Основная информация в процессе УЗИ - это результат визуальной оценки изображения на экране ультразвукового аппарата. Такой способ весьма уязвим изначально: качество заключения во многом зависит от характеристик УЗ сканера, состояния зрительной функции исследователя и его субъективности. Оценка эхогенности и однородности ткани производится весьма приближенно, что не позволяет получить стандартизированное заключение [5].

Основным режимом УЗИ является режим "серой шкалы", при котором на экране прибора демонстрируется черно-белое изображение, представляющее собой матрицу, каждая точка которой характеризуется определенным количественным значением: черный цвет обычно соответствует 0, белый - максимальной величине "серой шкалы" аппарата, составляя на системах последнего поколения 256 или 512 градаций серой шкалы. Промежуточные оттенки серого цвета кодируются числами указанного интервала [8].

Человеческий глаз различает оттенки серого цвета в пределах 15-30 градаций при "серой шкале", включающей 512 оттенков, что неизбежно приводит к потере информации при визуальной оценке изображения [6]. Следовательно, неизбежно большое количество ошибок в оценке УЗ-изображения, совершенно не зависящих даже от квалификации исследователя. Попытки свести процент ошибок к минимуму с использованием ЦДК, доплерографии лишь несколько уменьшили количество ошибок. Использование контрастирующих УЗ-препаратов, которые в последние годы усиленно разрабатывает фирма "Bracco", приблизили решение этой задачи в отдельных разделах УЗИ. Проблема качественной и количественной обработки УЗ изображения для получения достоверных результатов полностью не решена.

С развитием ультразвуковых технологий и появлением приборов, позволяющих произвести двумерное сканирование в режиме "серой шкалы", предпринимались попытки количественной характеристики интересующей ткани на основе математических операций со значениями светимости точек, составляющих изображение. Все исследователи неизбежно сталкивались с серьезной проблемой сложности модели поглощения и отражения УЗ-пучка разными тканями, находящимися в различных функциональных состояниях. Так, например, при характеристике одной и той же области у одного и того же пациента, смещающейся при дыхательных движениях на неодинаковую глубину относительно поверхности сканирования, получаются разные цифровые данные. Особенно актуальна эта проблема при сравнении результатов обследования пациентов с неодинаковой толщиной подкожной клетчатки, разной мышечной массой и при варьирующих положениях датчика. В результате большинства таких попыток заканчивалось неудачей.

Первые успешные исследования в области математической характеристики УЗ-изображения были проведены на кафедре лучевой диагностики и лучевой терапии Челябинской государственной медицинской академии под руководством профессора Б.К. Шарова в 1994 г. Основа этих исследований заключалась в калибровке УЗ-изображения по эталонной среде организма, в качестве которой были исследованы кровь в просвете кровеносных сосудов или камер сердца и кортикальная пластинка кости. Выбор данных структур обусловлен тем, что кровь характеризуется максимальным поглощением ультразвука, практически при отсутствии отражения его, а кортикальная пластинка, наоборот, — максимальным отражением ультразвука при отсутствии поглощения [5].

Использование в качестве стандартов других тканей или органов не принесло удовлетворительных результатов, ибо характеристики самого стандарта сильно варьируют в зависимости от конституции субъекта, толщины и типа тканей, через которые проходит УЗ пучок, и многих других факторов [10]. Попытки калибровки по внешним фантомам также были признаны несостоятельными, поскольку не только не облегчают калибровку, а, наоборот, усложняют ее, не учитывая акустических характеристик исследуемых тканей.

На основе эмпирических наблюдений установлено, что для каждой из исследуемых структур существует индивидуальный коэффициент усиления прибора, после достижения которого при последующем повышении эхогенности крови повышается, а кортикальной пластинки при последующем снижении, наоборот, снижается. Этот уровень был назван пороговым, методика - пороговой видеоденситометрией, а откалиброванное таким образом изображение использовалось для последующей математической обработки [6].

Единственной проблемой такого способа калибровки являлась необходимость выделения области интереса не на максимально адаптированном для удобного восприятия с фиксированной методикой изображении, на котором некоторые детали могли быть утеряны, а на стандартном изображении. Кроме того, данная методика требует затраты времени, так как приходится калибровать прибор для каждого обследуемого пациента. На стандартном изображении выделялась область интереса, соответствующая ткани, подлежащей математической характеристике. В выделяемую область старались не захватывать ткани, не относящиеся к интересующему образованию, а также области, находящиеся в зонах различных акустических эффектов, поскольку это влияло на получаемые цифровые значения [6, 9].

Следующей важной проблемой математического анализа УЗ-изображения был выбор количественного критерия. В качестве таковых использовались следующие характеристики:

- гистограммы распределения точек по значениям «серой шкалы» в выделенной области интереса: преобладающая градация серой шкалы (ПГСШ) служит мерой эхогенности ткани;

- дисперсия выработки, представленной точками выделенной области интереса, служащая критерием однородности ткани [6].

Свойства данных величин хорошо известны в статистике, и идея применения их для оценки УЗ-изображения сразу позволила получить конкретные результаты.

Исследование печени. Было обследовано 280 больных. В качестве стандартного критерия использовалось изображение крупных печеночных вен. Калибровку производили путем пошагового снижения общего коэффициента усиления прибора до достижения состояния, при котором ПГСШ крови равняется 1. Средние значения ПГСШ паренхимы печени у больных хроническим гепатитом, жировым гепатозом и сердечной недостаточностью достоверно отличаются от контроля — соответственно 16,32 0,40, 17,85 0,79 и 17,77 0,64 (в контрольной группе - 11,53 2,4). Также достоверно различались значения дисперсности паренхимы печени при хроническом гепатите и сердечной недостаточности - соответственно 40,33 1,33 и 37,54 1,90 (в контрольной группе - 31,27 1,38) [7]. Нескольким непонятным в данном исследовании является снижение ПГСШ паренхимы при циррозе печени по сравнению с таковым не только у больных хроническим гепатитом, но даже в контроле (10,71 1,05). На данном уровне развития метода не удавалось определить интервалы значений, характерных для той или иной патологии, и проводить дифференциальную диагностику.

В результате наших новых исследований был разработан синтетический критерий, позволяющий учитывать сразу несколько характеристик паренхимы печени, что давало возможность выполнять точную дифференциальную диагностику хронического вирусного гепатита и цирроза печени. Данный показатель был назван индексом цирроза, и диапазон его значений при хроническом вирусном гепатите составил 2,59-2,98 (в среднем 2,80 0,120), при циррозе печени - 3,0-3,5 (в среднем - 3,31 0,141; $p < 0,001$). Таким образом удалось добиться точной неинвазивной диагностики раннего цирроза печени у больных хроническим вирусным гепатитом. Предложенный синтетический показатель обеспечивает внутреннюю калибровку

изображения, что исключает временные затраты на эту процедуру и позволяет определять область интереса на изображении любого качества. Из недостатков можно отметить необходимость переноса изображения на внешний компьютер и использования разработанного авторами программного пакета, поскольку расчет такого сложного показателя в программном обеспечении УЗ аппаратов не предусмотрен, однако эти недостатки легко преодолимы [2].

Исследование миокарда. Было обследовано 140 пациентов. В качестве стандартной среды использовалась кровь полостей сердца. Было выявлено достоверное повышение ПГСШ, обычно превышавшее значения интактного миокарда на 40-45 градаций, и дисперсности (до 25% от показателей интактного миокарда) в зоне постинфарктного рубца. Кроме того, разница значений ПГСШ, полученных во время систолы и диастолы, в зоне рубца оказалась значительно меньше, вплоть до полного исчезновения, нежели в интактном миокарде. Благодаря данному методу, можно установить рубцовый процесс в тех случаях, когда диагностика по ЭКГ и ЭХО-КГ затруднена по ряду причин. Авторами отмечается большая чувствительность методики по сравнению с ЭКГ и ЭХО-КГ, позволяющая диагностировать постинфарктный кардиосклероз в сроки более 2-3 месяцев после перенесенного инфаркта миокарда [4].

Исследование межпозвонковых дисков предусматривало использование в качестве стандарта кортикальной пластинки позвонков. Всего было обследовано 100 больных. 40 волонтеров составили контрольную группу. При калибровке производилось пошаговое повышение коэффициента общего усиления прибора до тех пор, пока ПГСШ кортикальной пластинки не прекращала увеличиваться и оставалась постоянной. В качестве математических параметров определялась средняя относительная амплитуда (СОА), соответствующая отношению ПГСШ к общему числу градаций серой шкалы прибора, и дисперсность. Выбор СОА обусловлен тем обстоятельством, что данное исследование проводилось на различных аппаратах с разным числом градаций серой шкалы [1].

В дисках с дегенеративно-дистрофическими изменениями было выявлено

статистически достоверное повышение СОА и дисперсности. Так, средние величины СОА пульпозного ядра составили 0,55 0,01 ($p < 0,001$), фиброзного кольца - 0,57 0,01, дисперсности тех же структур в сравнении с интактными - соответственно 42,29 0,77 и 29,88 0,60 ($p < 0,01$). Выявленные таким образом изменения свидетельствуют о повышенной склонности указанных дисков к грыжеобразованию. Кроме того, данный метод позволяет гораздо раньше выявлять указанные изменения, нежели, например, традиционная рентгеноспондилография [1].

Недостатком в данной работе было выделение минимальной площади кортикальной пластинки, что противоречит статистической аксиоме о том, что объем выборки увеличивает ее репрезентативность.

Исследование головного мозга. Основная группа включала 58 новорожденных, контрольная — 34. В качестве стандартной среды использовали ликвор в просвете III желудочка. Достоверное изменение ПГСШ и дисперсности мозговой ткани определялось при внутрижелудочковом кровоизлиянии, перивентрикулярной лейкомаляции, полнокротии и отеке белого вещества, паренхиматозном кровоизлиянии и участках демиелинизации. Исключение составила дисперсность при перивентрикулярной лейкомаляции и демиелинизации, когда не удалось выявить статистически достоверного изменения данного показателя. Выраженное перекрывание значений дисперсности при различных патологических изменениях, использование ее в качестве дифференциально-диагностического критерия было признано нецелесообразным [3].

Исследование костной мозоли на этапах репаративного процесса. У 250 пациентов в качестве стандартной структуры использовалась кортикальная пластинка интактной кости. Ее математической моделью служил синтетический показатель, коэффициент консолидации (КК), включавший в себя калибровочные данные. Было показано, что значения КК места перелома на ранних сроках находятся в пределах 4,85-5,15, интактного кортикального слоя - 0,85-1,16. В течение репаративного процесса отмечалось снижение КК до значений, соответствующих интактному кортикальному слою. Время, необходимое для

полной консолидации при различных переломах и в зависимости от вида и способа их лечения, сильно варьирует, поэтому была построена универсальная кривая, на которой по оси абсцисс откладывалось относительное время, необходимое для полной консолидации перелома ($1/4, 1/2, 3/4$ срока, необходимого для полной консолидации и т.д.), а по оси ординат — значения КК. Так, на $1/4$ срока, необходимого для полной консолидации, КК составил в среднем 4,10 0,032, на $1/2$ срока — 2,11 0,012, на $3/4$ - 1,98 0,011. По данной кривой стало возможным судить о стадии репаративного процесса перелома кости любой локализации. Кроме того, была показана возможность характеристики костной мозоли уже в первую неделю после травмы, на стадии первичной мозоли, что невозможно при рентгенографии [9].

В данной статье обобщены сведения о приемах количественной обработки УЗ-изображения. Данной проблеме как в России, так и за рубежом посвящено лишь небольшое количество исследований, однако, как было показано нами, информация, получаемая в процессе обработки, может быть исключительно важной. Что касается терминологии, то, на наш взгляд, ни термин “видеоденситометрия”, ни “эхогистография” не соответствуют сути метода. В процессе обработки не измеряется плотность, кроме того, несмотря на то что в начальном периоде развития метода широко применялись построение и анализ гистограмм распределения оттенков серого цвета в области интереса, то сейчас этого не делается. По нашему мнению, во всех случаях исследования следует указывать на необходимость математической обработки УЗ-изображения с определением ее способа и критериев анализа. Нетрудно заметить, что разработанные критерии позволяют характеризовать только диффузные процессы и непригодны для дифференциальной диагностики очаговых поражений. По-видимому, с этой целью необходима разработка принципиально иных критериев.

Актуальность проблемы математической обработки УЗ-изображения с введением УЗ аппаратов нового поколения с большим количеством кристаллов в датчике и широким диапазоном оттенков “серой шкалы” в том, что размер

одной точки становится настолько малым, что ее сложно заметить даже при пристальном наблюдении. То же относится и к визуальной оценке степени ее светимости. Кроме того, с учетом совместности современной аппаратуры со стандартом IBM и принципиальной возможности помещения разработанного программного обеспечения в стандартный комплект аппарата исчезает проблема сложности вычислений и необходимости переноса изображения на внешний компьютер, что, в свою очередь, ускоряет исследование. Ограничивающим фактором является кажущаяся невозможность выделения единого универсального критерия для широкого круга патологических состояний. Можно использовать только имеющиеся специализированные критерии, разработанные для каждого конкретного патологического состояния.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вдовиченко В.А. Эхографическая видеоденситометрия межпозвоночных дисков в комплексной лучевой диагностике остеохондроза позвоночника: Автореф. дис. ...канд. мед. наук. - Челябинск, 2001.
2. Григорьева А.И., Ключкин И.В., Пасынков Д.В. // Росс. журн. гастроэнтерол., гепатол., колопроктол.- 2004.- №1.-С.73.
3. Доманин Е.И. Клинико-нейросонографические параллели при различных поражениях головного мозга у детей раннего возраста: Автореф. дис. ...канд. мед. наук. - Челябинск, 2004.
4. Кинзерская М.Л. Возможности количественной эхографической оценки структуры миокарда в диагностике постинфарктного кардиосклероза: Автореф. дис. ...канд. мед. наук. - Челябинск, 1998.
5. Кинзерский А.Ю., Волкова Э.Г., Вдовиченко В.А. и др. Пороговая видеоденситометрия при ультразвукографических исследованиях: Метод. реком. — Челябинск, 2004.
6. Ключкин И.В., Пасынков Д.В. // Эхография.— 2003.—№3.—С.321.
7. Леонтьев С.Н., Кинзерский А.Ю., Медведев Д.В. Ультразвуковая диагностика и дополнительные исследования./Тез. докл. V Международ. конф. - М., 1995.-С.31-32.
8. Пасынков Д.В. Сонография в современной лучевой диагностике переломов костей и контроле за их репарацией: Автореф. дис. ...канд. мед. наук. - Казань, 2003.
9. Пасынков Д.В.// Молодые ученые в медицине./Тез. докл. IX Всеросс. научно-практ. конф., посвящ. 190-летию КГМУ.-Казань, 2004.-С.166.
10. Passynkov D.V., Klyushkin I.V. // Eur. Radiol.— 2004.—Vol.14.—P.464- 465.

Поступила 12.01.05.