

МЕДИЦИНА

ЖУРНАЛ БЕЛОРУССКОЙ АССОЦИАЦИИ ВРАЧЕЙ · № 1 (24) · 1999



T&C

Здравоохранение Беларуси '99
16-19.03.1999 * МИНСК

-  BELARUSMEDICA
-  BELARUSPHARMA
-  BELARUSLABOR
-  BELARUSDENT
-  BELARUSOPTIK



АУ4 Идея

СВОЙ СКАНЕР

Светят другим, чтобы сам

МЕДИЦИНА



Научно-практический ежеквартальный журнал Белорусской ассоциации врачей
Издается в Республике Беларусь с июля 1994 г.

№1 (24) 1998

Учредители:
Белорусская ассоциация
врачей,
ЗАО "ИТЭК",
Редакция журнала
"Медицина"

Главный редактор:
Киселев
Михаил Петрович

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

Герасимович Г. И.
Гурьянов А. В.
Гореньков В. Ф.
Король И. М.
Мараховский Ю. Х.
Мрочек А. Г.
Сытый В. П.
Титов Л. П.
Часнойть Р. А.

Ответственный
секретарь:
Киселева Л. Н.

Издатель:
Редакция журнала
"Медицина"

Адрес редакции:
220714, г. Минск,
ул. П. Бровки, 3-403.
Тел. 296-308
Рег. удостоверение № 93
Подписано в печать
2.02.99 г.
Формат 60x84 1/8.
Бумага офсетная.
Печать офсетная.
Усл. печ. л. 5,58
Тираж 2100 экз.
Заказ № 128

Отпечатано с диапозитивов
заказчика в типографии
Издательства

"Белорусский Дом печати"
Адрес типографии: 220013,
г. Минск, пр. Ф. Скорины, 79.

© "Медицина", 99

6-я Международная специализированная выставка и семинар

16-19 марта 1999 г.

г. Минск

Республиканский выставочный центр
ул. Я. Купалы, 27

Организаторы:

Министерство здравоохранения
Республики Беларусь

ЗАО «Техника и коммуникации»

 2233391, 2236867, 2236869

 BELARUSMEDICA

 BELARUSPHARMA

 BELARUSLABOR

 BELARUSDENT

 BELARUSOPTIK

Пожелаем успехов!

БЕЛОРУССКАЯ АССОЦИАЦИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ХИРУРГОВ

Как уже сообщалось в предыдущем номере журнала, 23 октября 1998 г. состоялось учредительное собрание Белорусской ассоциации сердечно-сосудистых хирургов. Принято решение о регистрации нового общественного объединения в составе Белорусской ассоциации врачей.

В руководящий орган ассоциации - координационно-экспертный совет - избрано 15 человек: Гришин И.Н., Островский Ю.П., Янушко В.А., Макеев В.В., Шотт А.В., Овчаренко В.А., Скорняков В.И., Мартов Ю.Б., Давыдовский В.А., Курек В.В., Петров Ю.П., Чиж Г.В., Турчинова И.Г., Шестакова Л.Г., Реут Л.И.

Координационно-экспертный совет в соответствии с поручением учредительного собрания избрал президентом ассоциации Макеева Владимира Викторовича. Избрана ревизионная комиссия в составе: Скорнякова В.И. (председатель), Давыдовского И.А. и Турчиновой И.Г.

Совет утвердил 4 секции в соответствии с основными направлениями деятельности ассоциации. Руководителями секций избраны: Островский Ю.П. - кардиохирургия; Янушко В.А. (куратор) и Гришин И.Н. (сокуратор) - сосудистая хирургия; Курек В.В. (куратор) и Шестакова Л.Г. (сокуратор) - кардиореанимация, анестезиология и перфузиология; Макеев В.В. (куратор) и Петров Ю.П. (сокуратор) - эндоваскулярная хирургия.

Совет воздержался от получения статуса юридического лица до возникновения реальной необходимости.

Адрес: 220036, Минск, ул. Р. Люксембург, 110. Тел. 2560659

ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ УЛЬТРАЗВУК. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Карпелёв Г.М., Болбас А.С., Громаков И.А., Кручинский Н.Г., Бел НИИ ЭПП.
Челмакин И.Н., Громыко Н.Н., ЗАО «ИТЕК»

Прошло более 100 лет с тех пор, как Lippmann и Curie в 1880 году сформулировали физический принцип пьезоэффекта, заложив тем самым основы для широкого применения ультразвука в различных областях науки и техники. В медицине ультразвук вначале применялся с целью теплолечения, а в 1942 году Dussik использовал акустические волны для исследования структур головного мозга.

С тех пор диагностический ультразвук прошел впечатляющий путь от одномерных методов А-сканирования до сложных синтезированных трехмерных и цветных изображений. С момента первых исследований клиническая практика получила в свое распоряжение метод диагностики, несомненные преимущества которого (неинвазивность, отсутствие ионизирующих воздействий, возможность многократного применения) сделали его одним из наиболее привлекательных и перспективных.

Несмотря на то что все, чем богата на сегодняшний день ультразвуковая диагностика, было создано в последние несколько десятилетий, теоретические основы ее были заложены гораздо раньше, еще в XIX веке, при изучении волновых явлений. Эта статья преследует цель соединить в себе современные представления о физике ультразвука с его диагностическими возможностями и, на наш взгляд, может быть интересна специалистам ультразвуковой диагностики, а также широкому кругу врачей, чья повседневная деятельность связана с оценкой информации, получаемой с помощью ультразвукового метода.

Кроме приведенной литературы, в качестве материала для подготовки статьи широко использовалась информация технического и коммерческого характера различных фирм-производителей ультразвукового оборудования.

Разрешение и частота

Диагностическая ценность ультразвукового метода в течение всего периода его применения определялась, в первую очередь, уровнем разрешения, который позволял получать высококачественные изображения, ранее недоступные для других методов интроскопии. Следует отметить, что, с биофизической точки зрения, ткани организма представляют собой весьма несовершенную среду для распространения акустических волн. Показатели акустического импеданса (сопротивления) различных биологических сред колеблются в широких пределах. Современные ультразвуковые системы позволяют получать изображения с разрешением до долей миллиметра.

Казалось бы, разрешение такого уровня вполне достаточно для оценки структур и патологических процессов (+) ткань, на решение которых изначально ориентирована ультрасонография. Однако в последние годы, с накоплением большого фактического материала, задачи, стоящие перед специалистами ультразвуковой диагностики, существенно усложнились. Простая констатация факта наличия или отсутствия патологических образований уже не удовлетворяет клиницистов. Требуется определение критериев качества процесса, его выраженности и стадийности без расширения при этом показаний к диагностическим инвазиям. Одним из путей решения этой проблемы стало создание датчиков с высокой частотой излучаемого ультразвука.

На сегодняшний день специалисты получили в свое распоряжение датчики с частотой генерируемых акустичес-

ких волн до 20 МГц (Esaote Biomedica) [3]. Подавляющее большинство аппаратов оснащено датчиками 7,5-10 МГц. Благодаря этому в клинической ультрасонографии выделилось новое направление - диагностический ультразвук высокого разрешения. Предоставленные возможности позволяют изучать ультратонкие структуры кожи, поверхностных мышечных и железистых тканей. В обиход специалистов вошли новые термины: неинвазивная ультразвуковая биопсия, ультразвуковая биомикроскопия [9,10,12]. Стала возможной прижизненная оценка структур сосудистой стенки, периферической васкуляризации, вплоть до выявления кровотока в vasa nervorum.

Однако увеличение частоты зондирующих акустических волн имеет свои пределы - рост частоты неизменно приводит к рассеиванию энергии ультразвукового луча, а следовательно, снижению его способности проникать вглубь. В физике это явление, известное как закон Рэлея - Тиндалла (Rayleigh - Tyndall), препятствует получению изображения с высоким разрешением при исследовании глубоких структур [1,17]. Выходом из сложившейся ситуации стало внедрение в ультрасонографию инвазивных технологий. Ультразвуку, таким образом, пришлось пожертвовать одним из своих основополагающих преимуществ. Расширение диагностических возможностей было достигнуто за счет внедрения различных типов интраоперационных датчиков [2]. Оказалось, что рабочая частота инвазивных трансдюсеров отнюдь не лимитируется 20 МГц. Для целей интраваскулярной диагностики разрабатываются микротрансдюсеры с частотой 40-50 МГц [11,12].

Диагностический ультразвук становится в один ряд с другими методами лучевых интервенций. Однако проблема получения качественного изображения на глубине не ограничивается инвазивными технологиями. В некоторых случаях хорошее разрешение может быть получено при размещении акустического зонда в полостных органах. В ультрасонографии выделяется следующее направление - панорамная радиальная эхография, позволяющая визуализировать близлежащие от датчика структуры в ракурсе 180-360°.

Совершенно естественно, что временной порядок появления и выделения вышеперечисленных методов в отдельные направления не в полной мере соответствует порядку их изложения в данной статье. Очевидно, что технологический поиск шел одновременно в самых различных направлениях, обеспечивая современное многообразие методов сканирования.

Все, о чем было сказано выше, касалось совершенствования получаемых двухмерных черно-белых изображений. Фактически, режим В-сканирования в значительной степени разрешил первоначальную задачу оценки структур исследуемых органов и патологических процессов (+) ткань. На этом возможности В-сканирования были исчерпаны. Дальнейшее развитие диагностического ультразвука предопределила кардиология. Уже на этапе В-исследований перед специалистами встала задача оценки кинетики миокарда и клапанных структур, функциональной значимости сдвигов внутрисердечной и системной гемодинамики. Первой попыткой оценить орган функционально стало внедрение в ультразвуковую диагностику М-режима исследования, причем во временном аспекте М-режим предварял

появление двумерных изображений. С внедрением М-сканирования стал возможен анализ сердечной деятельности в различные фазы кардиоцикла, локальные и глобальные нарушения сократимости. Ультразвук вплотную подошел к оценке функции, и в решении этой задачи трудно переоценить вклад доплерографии.

Эффект Допплера

В 1846 году, еще до открытия пьезоэффекта, К. J. Doppler сформулировал принцип отражения волн от движущихся структур. Согласно этому принципу при отражении акустической волны движущейся структурой происходит сдвиг частоты, пропорциональный скорости движения объекта. В организме такой постоянно движущейся средой является кровь. Форменные элементы крови, в частности эритроциты, по своей величине сопоставимы с длиной волны, а следовательно, способны к ее отражению. Частота отраженной ультразвуковой волны пропорциональна скорости движения эритроцита и изменяется соответственно различным фазам кардиоцикла [1,13,17].

В диагностическом плане появилась возможность оценки абсолютных значений и направлений движения (скорость, как величина векторная, имеет свою направленность) нормальных и патологических потоков крови. Спектральный доплеровский анализ позволяет выделять потоки с ламинарным и турбулентным характером движения крови. В эхокопии выделилось следующее направление - ультразвуковая доплерография, в последующем именованная как «основной стетоскоп кардиолога» [17].

В современных ультразвуковых сканерах заложена возможность звукового и цветового кодирования различных скоростных составляющих кровотока. Эта новая форма получения диагностической информации, которая заключается в наложении закодированного цветом или его оттенками потока крови на черно-белое изображение, получило название цветового доплеровского картирования кровотока [6,7]. Значимость цветовой доплерографии превзошла самые оптимистические ожидания. Кроме получения информации о функциональных параметрах кровотока, появилась возможность цветового выделения зон патологического и нормального движения крови из общего черно-белого изображения. Проблема контрастного разрешения получила новое, хотя и несколько неожиданное развитие.

Однако, как и все перечисленные ранее методы, ультразвуковая доплерография и цветовое картирование кровотока имеют свои пределы чувствительности, которые определяются следующими факторами:

1. Сдвиг частот, а следовательно, и скорость кровотока должны быть достаточно большими, чтобы появилась возможность их детекции принимающим устройством и выделения из общего акустического шума, являющегося атрибутом функционирования любой ультразвуковой системы.

2. Как и в случае с обычным черно-белым изображением, чувствительность доплерографии может быть увеличена путем повышения частоты зондирующего ультразвука. Увеличение последней имеет свои разумные пределы, predetermined ослаблением энергии волн при их распространении вглубь вследствие рассеивания и затухания [6].

Обе причины лимитируют возможности доплеровской ультрасонографии исследованиями крупных сосудистых стволов. На практике же объективно существует необходимость оценки органной гемодинамики и периферического кровообращения. Скорость кровотока и доплеровский сдвиг частот при этом настолько незначительны, что интенсивность отраженного эха очень мала и сигнал не может быть отделен от акустических помех, возникающих в результате естественных движений окружающих тканей и механического машинного шума.

Таким образом, цветовая детекция зон кровотока в режиме доплеровского исследования оказалась существенно ограниченной.

Энергетический (power) доплер

Возможности выявления низкоинтенсивного кровотока в мелких сосудах могут быть существенно расширены, если цветовое кодирование будет осуществлено применительно не к собственно скорости, а к её интегралу. Это обусловлено тем, что при использовании в качестве кодируемой величины интеграла скорости кровотока амплитуда отраженного сигнала выше шума и акустических помех. Соответственно они находятся в различных цветовых и звуковых диапазонах. Это и приводит в конечном счете к увеличению разрешающей способности в отношении детекции низкоскоростных дистальных потоков крови из общего черно-белого изображения. Чувствительность метода в 3-5 раз превышает чувствительность цветового картирования [4,6,8]. Немаловажно, что метод, в отличие от обычной доплерографии, лишен необходимости корректировки угла сканирования и ориентирования источника ультразвука вдоль потока крови (интеграл - величина скалярная и направленности не имеет). Однако предел чувствительности данного метода ограничивается диаметром сосуда более 100 мкм. Необходимо также отметить низкую помехоустойчивость энергетической доплерографии к двигательным артефактам [8].

Контрастная эхография

Совершенно естественно, что, получив верхний предел чувствительности, исследователи задумались о его преодолении. Технические разработки в данном направлении инициировались потребностями онкологов в более четкой идентификации контуров опухолей и установлении факта неоваскуляризации. Задача представлялась достаточно сложной из-за того, что в акустическом смысле кровеносный сосуд представляет собой достаточно однородную среду. Эффект «раздела фаз» мог быть получен путем введения в сосудистое русло дополнительной среды, отличной от крови по своим акустическим свойствам - ультразвукового контраста.

Контрастное усиление изображения должно было использоваться для уточнения характеристик ткани, более точной идентификации размеров и формы патологического очага, а также для улучшения соотношения сигнал - шум при доплеровских исследованиях.

Концепция контрастного ультразвукового агента впервые была сформулирована Gramiak и Shah в 1968 году [8]. Исследователи ввели изотонический раствор хлорида натрия в восходящую аорту, получив сильный отражающий эффект в полости левого желудочка. Усиление отражения сигнала было связано с высвобождением свободных микропузырьков газа, возникающих во время введения вследствие кавитации. Впоследствии для получения этого эффекта использовались растворы с повышенной вязкостью - индоцианин и ренографин, а также коллоидные и эмульсионные вещества. Применение этих контрастов ограничивалось выявлением клапанной недостаточности, интракардиальных шунтов, определением размеров полостей и давления в них [6,14,16]. Фундаментальное ограничение всех перечисленных методик - быстрое разрушение контрастного агента во время систолы и невозможность его миграции из венозного русла через капиллярную сеть легких в большой круг кровообращения вследствие больших размеров микропузырьков и их динамической неустойчивости [6,8].

Разработанный прежде всего как плазмозаменитель перфлюорооктилбромид в некоторой степени помог избежать отрицательных эффектов, свойственных ранее применяемым агентам. Имея плотность около 1,9 г/мл, эмульсия препа-

рата способна была создавать разницу акустических импедансов тканей около 30% (для получения эффекта «раздела фаз» достаточно 1%). Эмульсия перфлюорооктилбромида при внутривенном введении способна проникать через легочный барьер, накапливаясь в мелких сосудах печени и селезенки, и в последующем секретировалась через легкие и желчь. Эффект эхо-усиления в печени и селезенке был получен в течение 6 часов с момента введения. При применении перфлюорооктилбромида появилась возможность получения экзогенного края вокруг опухолей печени. Усиление ультразвукового контура было также получено с VX2-опухолями кроликов Carroll et al. при введении инкапсулированных желатином пузырьков азота. Однако введение контраста было возможно только в артериальное русло. Большой размер пузырьков, около 80 мкм, препятствовал их проникновению через легочный барьер.

В определенной степени революционным было изображение контрастных агентов на основе обработанного ультразвуком раствора альбумина. Размер частиц в среднем составлял 3,5 мкм. Пузырьки были достаточно устойчивыми при введении их в венозное русло. Альбунекс (Molecular Biosystems Inc., San-Diego, USA) позволил получать изображение мельчайших артериальных сосудов и доплеровский сдвиг частот. Немаловажно, что именно в опытах с альбунексом впервые была выявлена закономерность увеличения интенсивности доплеровского спектра от дозы введенного препарата [15,16].



Рис. 1. Возрастание интенсивности доплеровского спектра с увеличением дозы альбунекса (по P.N. Burns).

Совершенно естественно, что усилия биохимиков были сосредоточены в направлении синтеза контрастов небелковой природы, учитывая возможность возникновения аллергических реакций и потенциально более высокую стоимость получения альбумина. Кроме того, контрастирующая способность альбумина оказалась достаточно слабой, а в 30% случаев контрастного усиления не наблюдалось [8]. Таким веществом стала суспензия микронизированного моносахарида Д-галактозы, получившей коммерческое название эховист (Schering AG, Berlin, Germany). При суспендировании гранул эховиста, состоящих из микрочастиц Д-галактозы в 20% растворе, микропузырьки воздуха адсорбируются на поверхности микрочастиц и высвобождаются после инфузии. Механизм контрастирующего действия так же, как и в случае с альбунексом, основывается на способности микропузырьков усиливать амплитуду отраженного эхосигнала, повышая контрастное разрешение, и улучшать соотношение сигнал-шум.

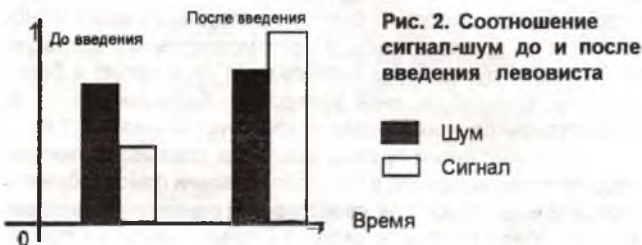


Рис. 2. Соотношение сигнал-шум до и после введения левовиста

■ Шум
□ Сигнал

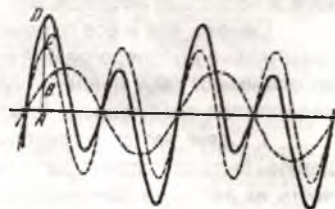
Время

Вероятность появления токсических и аллергических эффектов при введении препарата минимальна, так как галактоза является естественным природным компонентом многих молочных продуктов. Первоначально препарат был использован в гинекологии с целью определения проходимости маточных труб, как альтернатива рентгеновской гистеросальпингографии [18]. Несколько позже на основе Д-галактозы был синтезирован следующий препарат, получивший название левовист (Schering AG), предназначенный для введения в кровеносное русло. Введение левовиста позволило получить контрастное усиление в режимах Color-flow-mapping и непосредственно в В-режиме. С началом 90-х годов в ультразвуковой диагностике наступила эра контрастных исследований. На сегодняшний день спектр контрастных веществ достаточно широк и кроме вышеперечисленных включает в себя препараты на основе биополимеров, высокоплотных газов, липосом, а также комбинированные препараты на основе альбумина, декстроз и перфлюорокарбона. Фармакодинамика большинства из них ещё недостаточно изучена, также как ещё предстоит оценка их контрастирующего и токсического действия [8].

Гармоническое изображение

Различные ткани организма, обладая специфическими плотностными характеристиками, способны генерировать отраженное эхо определенной формы. В совокупности отраженное эхо представляет собой сложный негармонический (несинусоидальный) сигнал, составляющими которого являются множественные гармонические колебания определенной амплитуды и частоты, продуцируемые тканями с различными акустическими свойствами. В физике это явление известно, как теорема Фурье (1822), согласно которой всякое периодическое колебание с частотой n может быть представлено в виде суммы гармонических колебаний с частотами $n, 2n, 3n$ и т.д. При этом составляющие этого колебания получили название первой, второй, третьей и т.д. гармоник (Рис. 3).

Рис.3. Преобразование Фурье: разложение негармонического сигнала на частотные составляющие (гармоники).



Применительно к ультразвуковой диагностике высокочастотные составляющие отраженного эхо-сигнала (удвоенная генерируемая частота) могут быть детектированы с помощью широкополосной пьезокерамики и отделены от шума и помех, имеющих, как правило, более высокую амплитуду и низкую частоту. Новая форма получения изображения, с более высоким разрешением и отфильтрованная от механического шума и двигательных артефактов, получила название нативной тканевой гармоник (Native Tissue Harmonic imaging) [5]. В конечном счете извлечение высокочастотного сигнала способствует получению более четкого изображения, без искажений, обусловленных экраняющим эффектом поверхностных структур, или так называемого «плохого акустического окна». Проблема разрешения, таким образом, получила свое новое развитие.

Вторая гармоника (Second harmonic imaging)
Микропузырьки газа, образующиеся в просвете сосудов при

введении контрастного агента, под воздействием энергии ультразвука способны изменять характер движения. Энергия ультразвука менее 50 кПа сохраняет линейное движение микропузырьков. При увеличении ее до 100 кПа движение пузырьков приобретает характер нелинейных пульсаций. В таких случаях частота колебаний микропузырьков газа может совпадать с частотой воздействия внешней силы - ультразвуковой волны. Появляются условия для возникновения резонансных явлений. Резонанс в системе «ультразвуковая волна - пузырьки газа» способствует возникновению кавитации с разрывом пузырьков, которые при этом генерируют ультразвуковые волны с широким набором частотных составляющих от 1 до 8 MHz (гармоники и субгармоники).

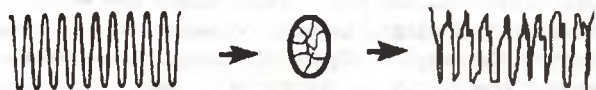


Рис. 4. Кавитация пузырьков с отражением основной частоты и эмиссией различных частотных составляющих.

Путем фильтрации возможно выделение гармонического сигнала с частотой 4-8 MHz, интенсивность которого всего на 20 децибелл меньше основного. При этом сигнал освобожден от низкочастотного микропузырькового шума, так называемого «цветения», возникающего на 300-600 секундах введения левовиста и имеющего частоту от 2 до 4 MHz. Описанная выше методика выделения второй гармоники отраженного эхо-сигнала после введения контрастного агента получила название Second harmonic imaging. Каковы области ее применения?

Ранее мы указывали, что исследования с использованием контрастов инициировались проблемами онкологии. Известно, что неоваскуляризация опухолей имеет свои особенности: сосуды новообразований не имеют ретикуло-эндотелиальной выстилки. Особенности динамики контраста предполагают его миграцию по сосудистому руслу до мельчайших сосудов, накапливаясь между клеточными элементами ретикулоэндотелиальной системы. В область неоваскуляризации контраст не поступает, что дает возможность четко отграничить зоны нормального и патологического кровотока, а следовательно, контуры опухоли. Пределы разрешения при использовании второй гармоники отраженного сигнала составляют менее 100 мкм, а также значительно увеличивают чувствительность цветового картирования и импульсного доплера. На сегодняшний день это тот максимум, который может быть достигнут современными техническими средствами.

Перспективные направления

Предугадать направление развития технической мысли крайне сложно. На сегодняшний день остается не до конца решенным вопрос изучения васкуляризации в естественно движущихся структурах (например, миокарде), а также в органах, экранированных костной тканью (головной мозг). С созданием цифровых систем реально встал вопрос о субтракционной ультрасонографии. Безусловно, будут продолжаться попытки синтеза новых контрастных агентов, имеющих меньшие размеры микропузырьков, более высокую стабильность, отсутствие токсических и аллергических составляющих. В определенном смысле ультразвуковая диагностика, получившая в прежние годы достаточно вольное определение, как «рентген мягких тканей», повторяет в своем развитии путь, пройденный рентгенологией. Большое значение имеет развитие трехмерных исследований (3D режим). Прогресс в этом направлении тесно связан с развитием компьютерных технологий, раз-

работкой более мощных процессоров, позволяющих обрабатывать большой объем информации за короткое время. Возможно, найдут в последующем применение высшие гармоники отраженного ультразвукового сигнала.

В настоящий момент методическое обеспечение исследований в значительной степени отстает от предлагаемых функциональных возможностей оборудования. Использование энергетического доплера, ультразвуковых контрастов не стало рутинным в практике специалистов УЗД - и это огромный потенциал для совершенствования диагностического процесса.

Литература

1. Биссет Р.А.Л., Хан А.Г. Дифференциальный диагноз при абдоминальном ультразвуковом исследовании: пер. с англ. - Витебск, «Белмедкнига», 1997, 253 с.
2. Бабин Л.В. Этот парадоксальный, жизнеутверждающий, неисчерпаемый ультразвук // Компьютерные технологии в медицине.-1997, №1, с.32-33.
3. Оборудование для УЗ исследований в России: взгляд фирм-производителей. //Компьютерные технологии в медицине.-1997, №1, с.34-43.
4. УЗ диагностика: состояние, проблемы, перспективы развития. // Компьютерные технологии в медицине.-1996, №3, с.10-17.
5. Корнеев Н.В., Пестова А.Б. Нативная тканевая гармоника для обследования «трудных» больных // Компьютерные технологии в медицине.-1997, №3, с.9-10.
6. Зубарев А.В. Трехмерная и эхоконтрастная ангиография // Медицинская визуализация.-1997, №4, с.3-8.
7. Зубарев А.В., Гажонова В.Е. Новые возможности визуализации предстательной железы: цветовая УЗ-ангиография // Медицинская визуализация.-1997, №4, с.53-56.
8. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Кислякова М.В. Контрастная эхография // Медицинская визуализация.-1998, №1, с.2-26.
9. Belcaro G., Laurora G., Cesarone M.R. Noninvasive ultrasonic biopsy: evaluation of early arteriosclerotic lesions progression in normal asymptomatic, hyperlipidemic, and diabetic subjects. //Angiology. 44 (2): 93-9, 1993, Feb.
10. Belcaro G., Laurora G., Cesarone M.R. Noninvasive ultrasonic biopsy in the classification of early arterial lesions and in the evaluation of the rate of progression of arteriosclerosis. // Panminerva Medica. 34(3):107-14, 1992, Jul-sept.
11. Lockwood G.R., Ryan L.K., Gottlieb A.L., Lonn E. In vitro high resolution intravascular and elastic arteries. //Journal of the American College of Cardiology. 20(1): 153-60, 1992, Jul.
12. Shepard R.K., Miller J.G., Wickline S.A. Quantification of atherosclerotic plaque composition in cholesterol-fed rabbits with 50-MHz acoustic microscopy. //Atherosclerosis and Thrombosis.12 (10):1227-34, 1992, Oct.
13. Nelson T.R., Pretorius D.H. The doppler signal: where does it come from and what does it mean? //American Journal Radiology. 151: 439-447, 1988, Sept.
14. Hajduczk Z.D., Winiford M.D., Kerber R.E. Sensitivity of contrast ultrasound in the detection of atrial septal defect with predominant left-to-right shunting. //Journal of the American Society of Echocardiography. 5(5):475-80, 1992, Sept-Oct.
15. Heidenreich P.A., Wienczek J.G., Zaroff J.G. et al. In vitro calculation of flow by use of contrast ultrasonography. //Journal of the American Society of Echocardiography. 6(1):51-61, 1993, Jan-Feb.
16. Walker R., Wienczek J.G., Aronson S. et al. The influence of intravenous Alunex injections on pulmonary arterial pressure, gas exchange, and left ventricular peak intensity. //Journal of the American Society of Echocardiography. 5(5):463-70, 1992, Sept-Oct.
17. Burns P.N., Jaffe C.C., Quantitative flow measurements with Doppler Ultrasound: techniques, accuracy, and limitations. // Radiologic Clinics of North America. Vol.23, №4, 1985, Dec.
18. Campbell S., Bourne T.N., Tan S.L., Collins W.P. Hysterosalpingo contrast sonography and its future role within the investigation of infertility in Europe. //Ultrasound Obstet. Gynecol. Vol.4, №3, p. 245-253, 1994.

Расценки на размещение рекламы (в условных единицах)

Базовая ставка черно-белой рекламы - 0,4 за 1 см². Площадь страницы - 420 см². Общая цена страницы - 168. За два цвета - +25%. За 2-ю и 3-ю страницы обложки - +30%. Базовая цена цветной рекламы - 0,8 за 1 см². Площадь страницы обложки - 584 см². Общая цена страницы - 467. Размещение на 1-й странице обложки - +25%, на 4-й странице обложки - +20%. Оплата в белорусских рублях по курсу Нацбанка. Существует система договорных скидок. Справки и предложения по телефону 296-308.

Вниманию авторов! Редакция принимает статьи от белорусских и зарубежных авторов по общепринятым правилам в следующих объемах: проблемные и обзорные статьи - до 15000 печатных знаков, публицистические - до 10000 знаков, информационные - до 5000 знаков. Предпочтение отдается более коротким материалам, представленным на дискетах. Научные работы рецензируются. Рукописи не возвращаются. Авторы несут ответственность за достоверность информации.

Уважаемые коллеги! Подписаться на журнал можно во всех почтовых отделениях республики.

К сожалению, в связи с ростом стоимости типографских услуг, бумаги и расходных материалов подписные цены на 2-й квартал повышены и составили: для индивидуальных подписчиков (индекс 74953) - 50 тыс. руб., для учреждений (индекс 74950) - 140 тыс. рублей. Это примерно соответствует запланированному росту заработной платы.

Обращаем ваше внимание на то, что подписная цена одного номера журнала осталась ниже себестоимости в 4 и в 1,5 раза соответственно. Разница покрывается за счет рекламы и спонсорства.

Благодарим наших рекламодателей за сотрудничество!

АБОНЕМЕНТ НА ЖУРНАЛ

МЕДИЦИНА

Подписной индекс

74953 индивид.

74950 ведомств.

Количество комплектов

На 1999 г. по месяцам и кварталам

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1			2			3			4		

Куда

(почтовый индекс)

(адрес)

Кому

(фамилия, инициалы)

ДОСТАВОЧНАЯ
КАРТОЧКА
НА ЖУРНАЛ

Подписной индекс

74953 индивид.

74950 ведомств.

МЕДИЦИНА

Цена подписки
переадресовки

Колич.
компл.

На 1999 г. по месяцам и кварталам

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1			2			3			4		

Куда
Кому

Содержание

Актуальное интервью

На вопросы врачей отвечает министр ..2
От кого зависит насыщение рынка
лекарств? 6

Обеспечение медицинской техникой:
проблемы и перспективы 7

Из официальных источников
На пути расширения общей врачебной
практики 10

Мнение эксперта
Здоровье народа и болезнь управления 11

Организация медицинской помощи
VIII республиканская научная конференция
«Медицина Беларуси XX века» 13

Функция управления: организация взаимо-
действия и полномочия 14

Гендерные проблемы и здравоохранение 16
К вопросу реформирования медицинской
помощи сельскому населению 18

Во имя здоровья будущих поколений 20
Клинические лекции, обзоры, исследования

Диагностика обмороков 22
Проблемы диагностики рака молочной
железы 24

Лабораторная диагностика инфаркта
миокарда 25

Макролиды в лечении бактериальных
пневмоний 28

Гефал: эффективность, безопасность и
рациональность использования 30

Диагностический ультразвук. Современное
состояние и перспективы 34

Содержание микроэлементов в основных
продуктах питания и в рационах
жителей Республики Беларусь 38

Свет, который лечит 43

Научные подходы к проблемам
дезинфекции в лечебно-профилактичес-
ких учреждениях 44

Медицинская этика
Этические проблемы клонирования 45

Колонка редактора
Мы против курения 46

В часы досуга
История болезни 46

Реклама

На обложке:

ITEK I-II
PLIVA III
TERPOL IV

В тексте:

ADANI 4
БЕЛРЕАС 5
KNOLL 8
ZEPTER 42

В следующих выпусках

Организация медицинской по-
мощи. Первичная медико-санитарная
помощь. Зарубежный опыт. Оплата
труда. Обзоры и лекции по вашим
заявкам. Медицинская этика.

Подпишитесь на
“МЕДИЦИНУ”!