

УДК 616.831:620.179.16

С. Г. ЗОГРАБЯН, С. А. КАРАХАНЫ

ИСКУССТВЕННАЯ ЛИНИЯ ЗАДЕРЖКИ И ЭХОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ

В настоящей работе приводятся теоретические обоснования и конструкция искусственной линии задержки, предназначенной для уменьшения «мертвой зоны» в эхоэнцефалографических исследованиях. Для реализации этой приставки нами решаются некоторые задачи, связанные с поглощением ультразвуковой энергии приставкой и оптимальным коэффициентом прохождения ультразвуковых волн.

Ультразвуковая дефектоскопия нашла широкое применение в различных областях науки и техники. Начиная с 1956 г. она успешно применяется в медицинской практике для диагностики заболеваний головного мозга (метод известен под названием эхоэнцефалографии [5]).

Как известно, одной из основных характеристик аппаратов, предназначенных для дефектоскопии, является величина «мертвой зоны» — того минимального расстояния от отражателя до ультразвукового зонда, при котором отраженные сигналы еще видны отдельно от начального или донного сигнала. Величина верхней и нижней «мертвой зоны» зависит от разрешающей способности экрана осциллоскопического индикатора, длительности зондирующего импульса, режима работы приемно-усилительного тракта, геометрии ультразвуковых зондов, а также от способа их подключения.

Более критические условия работы имеют место при прямом зонде и при импульсном эхо-методе дефектоскопии.

При эхо-методе «мертвая зона» в первую очередь зависит от длительности зондирующего импульса. С увеличением длительности импульсов растут «мертвые зоны» поверхности и дна исследуемого объекта. Это объясняется тем, что для отделения эхо-сигнала от зондирующего необходимо, чтобы время, в течение которого импульс проходит до ближайшей поверхности и обратно, было больше длительности ультразвукового импульса. Если величину «мертвой зоны» обозначим через $h_{(мм)}$, а длительность ультразвукового импульса через τ , то:

$$h_{(мм)} = \frac{C\tau}{2} \quad (1)$$

где C — скорость распространения ультразвуковых волн в данной среде.

Эхоэнцефалографические обследования около 300 больных с различными заболеваниями головного мозга показали, что для полноценной

диагностики необходимо, кроме основного критерия М-эхо, использовать и эхо-сигналы от близлежащих структур и образований головного мозга с исследуемой стороны.

Однако как показали наши наблюдения, «мертвая зона» эхоэнцефалографа значительно увеличивается в связи с большим поглощением ультразвуковой энергии костями черепа. Этот эффект объясняется тем, что в результате значительного поглощения ультразвуковой энергии костями черепа (особенно в области конвекситальной поверхности, где кости зачастую имеют значительную толщину), для регистрации эхо-сигналов из мозгового пространства необходимо значительно увеличивать степень усиления приемно-усилительной системы тракта и мощности зондирования. В итоге эхо-сигналы от близлежащих структур головного мозга сливаются на экране осциллоскопического индикатора, и регистрация некоторых полезных сигналов становится невозможной.

Так как распознавание эхо-сигналов от близлежащих структур и образований в норме и особенно в патологии головного мозга имеет большое диагностическое значение, то уменьшение «мертвой зоны» может способствовать расширению диагностических возможностей эхоэнцефалографии. «Мертвую зону» технически можно уменьшить, используя для зондирования более короткие импульсы и увеличивая частоту ультразвуковых волн, однако первое приведет к уменьшению мощности ультразвуковых волн, а второе — к значительному нарастанию поглощения ультразвуковой энергии средой. Таким образом, для уменьшения «мертвой зоны» необходимо искать иные пути.

Как отмечается в отечественной литературе, при работе с эхоэнцефалографом «Эхо-11» оптимальной считается частота 1,76 мгц, что и подтверждается нашими исследованиями.

Для отделения эхо-сигналов от близлежащих отражателей зондирующего импульса в ультразвуковой технике применяются искусственные линии задержки, предложенные Файрстоном [3, 4]. Для распознавания этих эхо-сигналов автор методики предлагает между излучателем и образцом помещать брусок того же материала, не имеющий дефектов, чем достигается искусственная линия задержки. Однако в эхоэнцефалографии, как было указано, такие линии задержки могут значительно увеличивать поглощение ультразвуковой энергии, в результате чего исследования становятся весьма затруднительными.

Следовательно, среда, представляющая собой линию задержки, применяемую в эхоэнцефалографии, в первую очередь должна обладать наименьшим коэффициентом поглощения. Такой средой в основном является жидкость.

На рис. 1 изображены теоретические кривые поглощения некоторых жидкостей (кривая 1—глицерин, 2—оливковое масло, 3—ацетон и 4—вода). Эти кривые построены на основе формулы:

$$J = J_0 e^{-2I\alpha' x} \quad (2)$$

где: J_0 — интенсивность ультразвуковых волн при вводе в данную среду;

α' — коэффициент поглощения для данной жидкости, не зависящий от частоты [1];

f — частота ультразвука;

x — длина среды, в которой распространяются ультразвуковые волны.

На рис. 2 нами предлагается следующий вид жидкостной искусственной линии задержки: 1—ультразвуковой зонд; 2—металлический цилиндр, 3—жидкость (вода), 4—мембрана из твердого материала, 5—исследуемый объект.

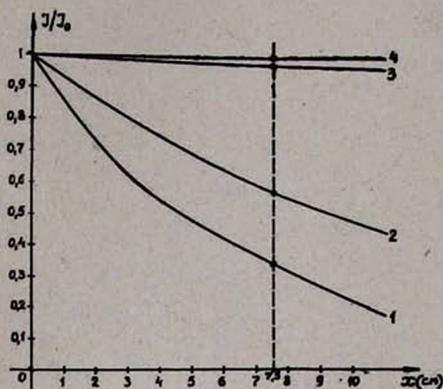


Рис. 1.

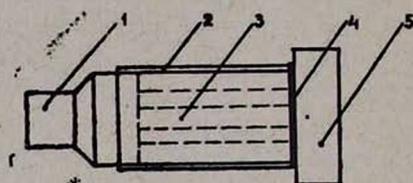


Рис. 2.

Получение искусственной линии задержки во многом зависит от оптимального выбора коэффициента пропускания мембраны, который приводит к решению задачи, когда мембрана с акустическим сопротивлением z_2 разделяет две среды с акустическим сопротивлением z_1 и z_3 .

Коэффициент пропускания в вышеуказанном случае определяется следующим уравнением:

$$D = \frac{8}{4 + (m_{12} + m_{21})(m_{23} + m_{32}) + (m_{12} - m_{21})(m_{23} - m_{32}) \cos \frac{4\pi d}{\lambda_2}} \quad (3)$$

где d — толщина мембраны, λ_2 — длина волны в мембране, а $m_{ik} = z_i/z_k$.

Из уравнения (3) следует, что $D = D_{\max} = 1$, когда

$$\left. \begin{array}{l} \text{а) } \cos \frac{4\pi d}{\lambda_2} = +1 \quad z_1 = z_3 \\ \text{б) } \cos \frac{4\pi d}{\lambda_2} = -1 \quad z_2 = \sqrt{z_1 \cdot z_3} \end{array} \right\} \quad (4)$$

где z_1 , z_2 и z_3 — соответственно акустические сопротивления жидкости, мембраны и кожи головы. Так как материал невозможно подобрать так, чтобы имел место случай б) в системе уравнений (4), то приходится довольствоваться данными, отвечающими требованиям случая а).

Из уравнений (3) и (4) вытекает, что если толщину мембраны вы-

брать так, чтобы имело место уравнение $d = n \frac{\lambda_2}{2}$ (5), где $n = 1, 2, 3 \dots m$

и жидкость выбрать из условий $z_1 = z_3$, то коэффициент пропускания мембраны не будет зависеть от материала мембраны, т. е. от z_2 .

Для подбора жидкости необходимо учитывать значение волнового сопротивления кожи головы. Результаты измерения волнового сопротивления различных тканей показали, что для ткани человека оно равно $(1,58 + 1,6) \cdot 10^5$ г/см²-сек [6]. Другими авторами показано, что отношения волновых сопротивлений воды и тканей человеческого тела практически равно единице [7]. Таким образом, если в качестве среды, представляющей линию задержки, мы выберем воду, то при этом можно обеспечить значение D около 99,8%, что полностью удовлетворяет нашим требованиям.

В подборе материала для изготовления мембраны мы руководствовались таким принципом, при котором удается обеспечить наименьшее поглощение ультразвуковой энергии мембраной. Наиболее подходящим материалом являются стиропласты и акрилопласты [2], в частности подделочное оргстекло.

При выборе протяженности линии задержки ($L_{л.з.}$), т. е. высоты водяного столбика, мы руководствовались следующими требованиями: а) она должна превышать протяженность зондирующего импульса, которая на экране осциллоскопического индикатора равна 2 см; б) должна равняться или быть меньше того расстояния, с которого необходимо распознавать эхо-сигналы. Это расстояние выбираем в полудиаметр головы человека, что составит в среднем 7,5 см.

Таким образом, получаем $2 \text{ см} \leq L_{л.з.} \leq 7,5 \text{ см}$. Если принимаем $L_{л.з.} = 7,5 \text{ см}$, то, как видно из рис. 1, при этом поглощение водой на таком расстоянии незначительное, т. е. $J_{(7,5)} \approx J_0$, а в случае глицерина $J_{(7,5)} \approx 0,3 J_0$.

Для избежания дополнительных потерь ультразвуковой энергии в среде необходимо, чтобы среда была однородной.

Обобщая все вышеизложенное, приходим к заключению, что для создания искусственных линий задержки в эхоэнцефалографических целях необходимо соблюдать следующие требования: 1) наименьшее поглощение ультразвуковой энергии средой; 2) оптимальный коэффициент пропускания ультразвуковых волн мембраной; 3) оптимальный выбор протяженности линии задержки; 4) однородность среды.

Искусственные линии задержки, удовлетворяющие этим требованиям, могут применяться в эхоэнцефалографических исследованиях, способствуя расширению диагностических возможностей эхоэнцефалографии.

Ս. Գ. ԶՈՂՐԱԲՅԱՆ, Ս. Հ. ԿԱՐԱԽԱՆՅԱՆ

ԱՐՀԵՍՏԱԿԱՆ ՊԱՀՄԱՆ ԳԻՄԸ ԵՎ ԷԽՈՒՆՑԵՑԱԼՈԳՐԱՑԻԱՆ

Ա մ փ ո փ ու մ

Գլխուղեղի տարբեր հիվանդություններով մոտ 300 հիվանդների էխոէնցեֆալոգրաֆիական քննությունները ցույց են տվել, որ այդ մեթոդով լիարժեք ախտորոշման համար, բացի ախտորոշման հիմնական շափանիշից՝ Մ-էխոյից, անհրաժեշտ է օգտագործել նաև այն էխոագրանշանները, որոնք արտացոլվում են գլխուղեղի՝ գլխի մակերևութին մոտ գտնվող կառուցվածքներից և գոյակցություններից: Ինչպես ցույց են տվել հետազոտությունները, այդ լրացուցիչ աղբանշանները մեծ մասամբ հնարավոր չէ գրանցել էխոէնցեֆալոգրաֆի, այսպես կոչված, «մեռյալ զոնայի» պատճառով: «Մեռյալ զոնա» սեղանով հասկանում ենք՝ արտացոլող մակերևութից մինչև գերձայնային զոնդը եղած այն ամենափոքր հեռավորությունը, որի դեպքում արտացոլվող աղբանշանները հնարավոր է գրանցել սկզբնական կամ հատակային աղբանշաններից առանձին: «Մեռյալ զոնայի» փոքրացման համար առաջարկվում է օգտագործել արհեստական պահման գիծ:

Էխոէնցեֆալոգրաֆիական հետազոտությունների դեպքում արհեստական պահման գծերի ստեղծման համար պետք է պահպանել հետևյալ պահանջները՝

ա) միջավայրի կողմից գերձայնային էներգիայի աննշան կլանում.
բ) մեմբրանի կողմից գերձայնային ալիքների բացթողման մաքսիմալ գործակից.

գ) պահման գծի տեղում ռեզոնանսային օպտիմալ ընտրում.

դ) պահման գծի խիստ համասեռություն:

Այս պահանջները բավարարող արհեստական պահման գծերը կարող են կիրառվել էխոէնցեֆալոգրաֆիական հետազոտությունների դեպքում և ընդլայնել այդ մեթոդի ախտորոշիչ հնարավորությունները:

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Бергман Л. Ультразвук. М., 1957.
2. Бражников Н. И., Марголин В. С. Сборник докладов Всесоюзной научно-технической конференции по применению ультразвука в промышленности. М., 1960, стр. 38.
3. Firestone Fl. A. Nondestructive Testing, 7, 5 (1948).
4. Firestone Fl. A. Amer. pat., 2467301 (1949).
5. Leksell L. Acta. Chirur. Scand., 110, 301 (1956).
6. Ludwig G. D. Acoust., Soc. Amer., 22, 862 (1950).
7. Pätzold J. W., Güttner W., Basftr R. Strahlentherapie, 86, 298 (1952).