

УДК 681.883(4)

Г. В. Мороз, П. П. Слынько

## ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННОГО ПОЛОЖЕНИЯ ЭНДОКАПСУЛЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЗВУКОВЫХ ВОЛН

*Аннотация:* Статья поднимает вопрос определения положения эндокапсулы в брюшной полости. Описываются существующие на настоящий момент времени методы точного решения этой задачи. Анализируются некоторые физические свойства распространения звуковых волн, представляющие наибольший интерес. Аргументируется возможность построения требуемой системы позиционирования с использованием звуковых волн.

*Ключевые слова:* эндокапсула, звуковая локация, определения положения эндокапсулы.

### Введение

В области диагностики состояния желудочно-кишечного тракта остро стоит проблема определения положения эндокапсулы. Это проблема все еще актуальна с момента появления первых радиокапсул. Примеры ранних радиокапсул приведены в работах [6, 7, 8]. На сегодняшний день, радиокапсулы чаще всего применяются для капсульной эндоскопии [5].

Капсульная эндоскопия позволяет с высокой точностью, неинвазивно оценить состояние слизистой оболочки ЖК-тракта. Использование капсульной эндоскопии резко облегчает процесс сбора информации и для пациента, и для врача. Использование капсульной эндоскопии позволяет до 30 % точнее поставить диагноз по сравнению с рентгенографией или МРТ. Капсульная эндоскопия безболезненна и комфортна, по сравнению с использованием эндоскопа, дает пациенту возможность свободно передвигаться, исключает необходимость премедикации и обезболивания пациента. В капсульной эндоскопии врачу важно знать положение капсулы в момент сделанного снимка. Для этого требуется разработать метод и соответствующую аппаратуру для определения точного положения капсулы в брюшной полости.

Кроме определения положения капсулы для капсульной эндоскопии, данные о скорости продвижения химуса по отделам ЖК-тракта, также представляют важную диагностическую информацию для врача. Несмотря на все преимущества капсульной эндоскопии, с ее помощью нельзя в данный период получить необходимые клинические данные о работе ЖК тракта в динамике работы этого тракта, заполненного продуктами питания [13].

© Г. В. Мороз, П. П. Слынько

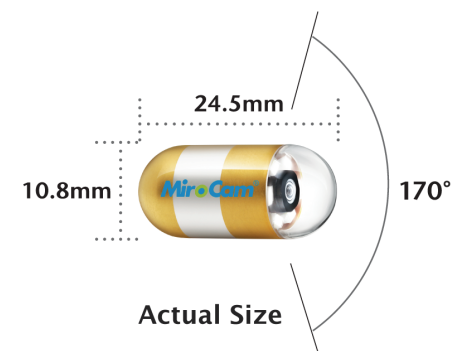


Рис. 1. Эндокапсула от MiroCam

### Нынешнее состояние проблемы

На сегодняшний день проведены исследования направленные на построение методов для определения точного положения капсулы по разным отделам ЖК тракта на основе измерений силы, времени прохождения электромагнитного сигнала [1, 2, 3, 4]. В работе [1] теоретически обоснована возможность нахождения точного положения капсулы, применяя комбинированный RSS (received-signal-strength) и TOA (time-of-arrival) подход. Для практического же применения предложенного метода необходимы априорные значения диэлектрической проницаемости. Такие данные предполагается получать в результате МРТ сканирования, что может существенно усложнить и повысить стоимость сбора предварительных данных.

Тем не менее, построение системы определения точного положения капсулы по отделам ЖК тракта остается нереализованным. Также существует необходимость в предложении новых методов для точного определения положения капсулы в ЖК тракте независимой от необходимости проведения дополнительных медицинских обследований.

### Описание проблемы

Методы определения положения объектов в пространстве разнообразны и специфичны для конкретных целей. Для сравнения, использования GPS (Global Positioning System) целесообразно для контроля автомобильного трафика, но никак не подходит для определения положения робота-пылесоса в квартире из-за недостаточной точности. Применимо к проблеме определения точного положения эндокапсулы в брюшной полости, также важен корректный подход.

Необходимая точность определения положения капсулы составляет до 20 мм. Данная величина соизмерима с размерами самой эндокапсулы (20–30 мм) [5]

#### Постановка задачи

Необходимо исследовать преимущества использования звуковых колебаний для решения задачи определения положения эндокапсулы в брюшной полости.

#### О недостатках использования электромагнитных волн в радиолокации эндокапсулы

Брюшная полость представляет собой весьма неоднородную среду для распространения электромагнитных волн. В такой среде сильно выражено неравномерное затухания сигнала, переотражение, интерференция [5]. Кроме вышеперечисленного, с точки зрения безопасности для пациента, существует ряд ограничений на допустимый частотный диапазон радиоволн. Допустимый диапазон частот составляет 401-406 МГц с шириной канала 300 КГц и максимальной мощностью передачи в 25 мкватт [4].

Для определения положения капсулы в классических методах радиочастотного позиционирования необходимо знать один из параметров:

- время прохождения радиоволны (time-of-arrival) – TOA
- сила пришедшего радиосигнала (received-signal-strength) – RSS
- угол пришедшего радиосигнала (angle-of-arrival) – AOA

При использовании электромагнитных волн одним из возможных подходов для решения задачи позиционирования эндокапсулы является RSS. Но существенная неоднородность поглощения радиоволны на пути от эндокапсулы до датчиков (или наоборот) не позволяет найти положение капсулы с необходимой точностью [4].

Другим возможным подходом является TOA. Так как измерять время прихода сигнала можно с большой точностью, такой подход наиболее перспективный. Но принимая во внимание допустимый диапазон частот, длина волны электромагнитного сигнала в вакууме будет составлять:

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{3 \times 10^8}{4 \times 10^8} \approx 0,75 \text{ м}, \quad (1)$$

где:

- $v$  – скорость распространения электромагнитных волн в вакууме;
- $f$  – частота несущего сигнала.

При распространении через живые ткани скорость распространения несколько ниже. Длина волны определяет разрешающую способность определения расстояния. В TOA подходе ключевым шагом является нахождение точного момента времени, когда можно считать, что электромагнитная волна достигла датчика (или капсулы). В случае допустимых ~400 МГц, с длиной волны несущего сигнала немногим меньше 0,75 м, даже при распространении электромагнитных волн в однородной среде возникают значительные инженерные сложности нахождение такого момента времени. В брюшной же полости, неоднородной среде, при распространении через живые ткани электромагнитная волна претерпевает сильные искажения из-за интерференции электромагнитных волн, что не позволяет с необходимой точностью определить положение эндокапсулы [1]. При наложении нескольких волн одной частоты с разным ходом неизбежен сдвиг фазы результирующей волны.

#### Возможность использования звуковых волн для точного определения положения эндокапсулы

Для определения расстояния при использовании TOA подхода, который является наиболее предпочтительным для звука, необходимо измерить время прохождения волны и знать скорость распространения этой волны. Скорость распространения звука в брюшной полости относительно постоянна и составляет 1500–1560 м/с [11]. Также скорость звука мало зависит от частоты [10]. Постоянство скорости позволяет применение звуковых колебаний для точного определения положения эндокапсулы.

Звуковые волны являются механическими волнами. Их распространение обусловлено переменным изменением давления в среде. Тем не менее, свойства механических и электромагнитных волн похожи. Со звуковыми волнами можно наблюдать их отражение, дифракцию, интерференцию и другие явления. При прохождении звуковой волны через живые ткани брюшной полости такие явления также имеют место. Для аргументации возможности построения системы определения положения эндокапсулы с использованием звуковых волн необходимо рассмотреть влияние некоторых таких явлений, представляющий наибольший интерес, подробнее.

#### Отсутствие полного отражения звука на границе сред

При построении системы позиционирования важно принимать во внимание возможность явления полного отражения звуковых волн. Необходимо оценить влияние этого явления на построение такой системы.

Полное отражение звуковой волны возникает на границе сред с разным акустическим сопротивлением. Коэффициент прохождения звука по амплитуде давления на границе двух сред при падении волны по нормали можно посчитать по формуле Френеля:

$$W = \frac{2\rho_1 c_1}{\rho_1 c_1 + \rho_0 c_0}, \quad (2)$$

где:

$W$  – коэффициент прохождения

$\rho_0, \rho_1$  – плотности соответственно среды старой и новой

$c_0, c_1$  – скорости распространения соответственно старой и новой сред

Произведение плотности среды на скорость распространения звуковой волны в ней называется акустическим импедансом. Живые ткани брюшной полости по этим свойствам приближены к воде. Для воздуха и воды эти значения составляют:

Таблица 1

Акустические показатели некоторых сред

Показатели	Воздух	Вода
Плотность среды [кг/м <sup>3</sup> ]	0,1	1000
Скорость распространения [м/с]	330	1480
Акустический импеданс [кг/(м <sup>2</sup> с)]	0,00033	1,480

Коэффициент прохождения звуковой волны по амплитуде давления на границе воздух-вода составляет  $\approx 2$ , что соответствует полному прохождению звуковой волны по давлению. Данный показатель является удовлетворительным для построения требуемой системы позиционирования.

#### Прохождение звука благодаря дифракции

В условиях отражения, поглощения на неоднородностях звуковая волна может значительно ослабевать. Важно показать, что в такой среде звук может пройти до приемника без значительных затуханий.

Органы брюшной полости находятся во влажной среде, что обеспечивает относительно постоянную среду с точки зрения акустического сопротивления, что содействует распространению звуковой волны без значительных переотражений.

Для распространения ультразвука выше 1МГц, брюшная полость является неоднородной. На такой частоте звуковая волна сильно поглощается, претерпе-

вает отражение от неоднородностей на своем пути [9]. На принципе улавливания отраженного сигнала от границы неоднородностей построены аппараты УЗИ.

В отличие от ультразвука с частотой выше 1 МГц, для распространения звука слышимого диапазона брюшная полость является достаточно однородной. Это возможно благодаря дифракции звука. Теоретически обосновано, что звуковая волна будет огибать и проникать в зону за неоднородностью, когда размер препятствия соизмерим с длиной волны [12]. Звук диапазона, с частотой до 40 кГц, обладает длиной волны более 3,75 см, что больше неоднородностей на пути звуковой волны. Неоднородностями на пути следования звуковой волны могут быть газовые пузыри, появившиеся в кишечнике, которые полностью отражают звуковую волну по давлению. Анатомически, такие неоднородности не должны превышать 4 см.

Распространение звука в зону акустической тени возможно благодаря дифракции. Потому, в брюшной полости, неоднородности на пути прохождения звуковой волны не будут вызывать заметное затухание пришедшего до приемника звука. Несмотря на то, что размер неоднородностей в брюшной полости накладывает ограничение на минимальную используемую длину волны, при длине волны даже 5 см, звуковая волна дает возможность получить на порядок большую разрешающую способность при использовании ТОА подхода чем электромагнитная.

#### Достижение требуемой точности в условиях интерференции

Для звуковых волн всего диапазона одинаково характерна интерференция при прохождении через живые ткани. Интерференция возникает из-за разности хода звуковых волн и последующего наложения их друг на друга. Причиной образования разности хода звуковой волны может быть переотражение волн от внутренней поверхности брюшной полости.

Чтобы показать возможность использования звуковых волн для локализации эндокапсулы в условиях интерференции основной волны звукового сигнала с отраженными волнами, важно показать высокую информативность метода при условии меньшей амплитуды суммарной отраженной волны (СОВ) по сравнению к основной. Так, если СОВ волна, смещенная по фазе на  $\pi$ , которая имеет меньшую амплитуду, чем основная волна, приведет к погрешности нахождения положения эндокапсулы не более чем  $\pm \lambda/4$ .

Пусть  $y_1$  и  $y_2$  соответственно основная и суммарная отраженная волны дошедшие до эндокапсулы.

$$\begin{aligned} y_1 &= A_1 \times \sin(\omega t + \varphi_1) \\ y_2 &= A_2 \times \sin(\omega t + \varphi_2) \end{aligned} \quad (3)$$

Сумма основной и СОВ будет составлять:

$$A_1 \times \sin(\omega t + \varphi_1) + A_2 \times \sin(\omega t + \varphi_2) = A_{res} \times \sin(\omega t + \varphi_{res}) \quad (4)$$

где:

$A_{res}$  – амплитуда результирующей волны

$\varphi_{res}$  – фаза результирующей волны

$$A_{res} = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2 \times A_1 \times A_2 \times \cos(\varphi_1 - \varphi_2)} \quad (5)$$

$$\varphi_{res} = \arctg\left(\frac{A_1 \times \sin(\varphi_1) + A_2 \times \sin(\varphi_2)}{A_1 \times \cos(\varphi_1) + A_2 \times \cos(\varphi_2)}\right) \quad (6)$$

При  $\varphi_1 = 0$ ,  $\varphi_2 = \pi$ , и  $A_2$  стремимся к  $A_1$ ,  $\varphi_{res}$  стремится к  $\pi/2$ , что соответствует  $\lambda/4$ . При использовании звука с частотой до 40 КГц, влияние интерференции приведет к погрешности  $\pm 0,94$  см, что удовлетворяет требованиям для построения системы позиционирования эндокапсулы. Также важно увидеть, что указанное значение смещения СОВ на  $\pi$  фазы приводит к максимуму погрешности измерения. При меньшем или большем смещении СОВ по фазе погрешность измерения уменьшается.

Для наглядности имеет смысл показать изменения фазы  $\varphi_{res}$  и амплитуды  $A_{res}$  результирующей волны при всевозможных значениях  $\varphi_2$  (рис. 2). Используемые значения амплитуд основной волны  $A_1$  и СОВ  $A_2$  для построения графиков представлены в табл. 2. Графики построены исходя из выражений (5), (6) для одинаковых значений  $\varphi_2$ . Можно заметить, что при одинаковой амплитуде основной волны и СОВ, наибольшее изменение фазы результирующей волны составляет  $\pi/2$ . Амплитуда же результирующей волны при таком отклонении фазы равна нулю. В случае, когда амплитуда СОВ составляет 0,714 от основного, смещение фазы не превышает  $0,3\pi$ . Смещение фазы уменьшается при еще меньшей амплитуде СОВ относительно амплитуды основной волны.

Таблица 2

Значения амплитуд на графике

№	A1	A2	A2/A1
0	5	5	1
1	7	5	0,714
2	13	5	0,384
3	23	5	0,217

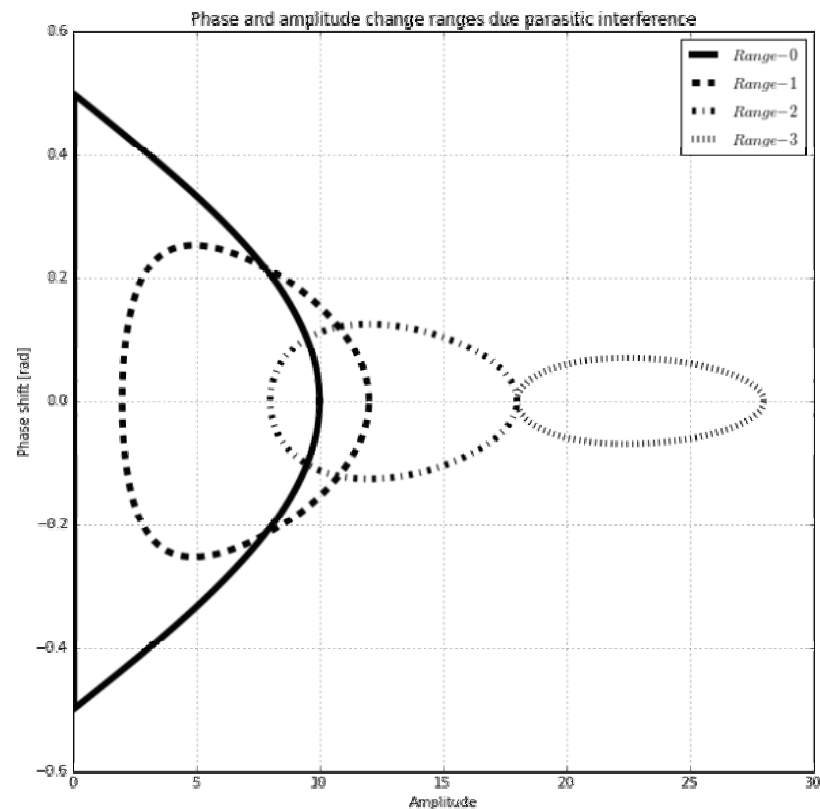


Рис. 2. Влияние интерференции на изменение фазы и амплитуды

Применение серии разных частот звуковых колебаний в позиционировании эндокапсулы и определение погрешности измерения на этих частотах с последующей математической обработкой данных позволит еще более повысить точность позиционирования.

### Вывод

Были описаны существующие на настоящий момент времени методы точного решения задачи определения положения эндокапсулы в брюшной полости. Основным недостатком внедрения существующих методов в практику является необходимость МРТ-сканирования брюшной полости для получения данных о диэлектрической проницаемости для последующей их обработки используя комбинированный RSS и TOA подходы.

Были проанализированы некоторые физические свойства распространения звуковых волн представляющие наибольший интерес. Для таких свойств показано, что использование звуковых волн для построения требуемой системы позиционирования возможно.

Звуковые колебания диапазона до 40кГц хорошо подходят для построения системы позиционирования так как мало подвержены искажению на своем пути и позволяют увеличить разрешающую способность на порядок по сравнению с электромагнитными волнами при использовании ТОА подхода. Подобных исследований для решения задачи определения положения эндокапсулы при помощи звуковых волн не было найдено.

В качестве дальнейшей работы необходимо построение модели системы позиционирования и определение методов обработки данных используя ТОА подход.

#### Список использованных источников

1. Pourhomayoun M. A novel method for medical implant in-body localization / M. Pourhomayoun, M Fowler, Z. Jin // Engineering in Medicine and 2012 Annual International Conference of the IEEE. – 2012. – IEEE – pp. 5757–5760.
2. RF localization for wireless video capsule endoscopy / K. Pahlavan, G. Bao, Y. Ye, S. Makarov, U. Khan, P. Swar, D. Cave, A. Karellas, P. Krishnamurthy, K. Sayrafian // International Journal of Wireless Information Networks – 2012 – 19(4) – pp. 326–340.
3. Accuracy of RSS-based RF localization in multi-capsule endoscopy / Y. Ye, P. Swar, K. Pahlavan, K. Ghaboosi, // International Journal of Wireless Information Networks – 2012 – 19(3) – pp.229–238.
4. Comparison of TOA and RSS based techniques for RF localization inside human tissue / U. Khan, K. Pahlavan, S. Makarov // Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE – 2011.
5. Wireless capsule endoscopy / G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, P. Swain // Nature – 2000 – pp. 405–417.
6. Radio telemetering from within the human body / R. S. Mackay // IRE Trans. ON Medical Electronics – 1959 – vol. ME-6 – pp. 100–105
7. Recording of intraluminal gastrointestinal pressures by a radiotelemetering capsule / J. T. Farrar, J. S. Bernstein // Gastroenterology – 1958 – vol. 35 – pp. 603–612.
8. Endoradiosondes: further notes / R. S. Mackay // IRE Trans. on Medical Electronics – 1960 – vol. ME-7 – pp. 67–73

9. Исакович М. А. Общая акустика. М.: Наука, 1973
10. Бинги В. Н. Принципы электромагнитной биофизики / В. Н. Бинги. – М.: Физматлит, 2011. – 592 с. – ISBN 978-5-9221-1333-5.
11. Воробьев А. С. Амбулаторная эхокардиография у детей. СПб. : СпецЛит, 2010. – 543 с. : ил. ISBN 978-5-299-00401-4.
12. Хенл Х., Мауэ А., Вестпфаль К. Теория дифракции, пер. с нем., М., 1964. М. А. Исакович.
13. [Электронный ресурс]. Режим доступа к материалу: <http://www.medivators.com/products/gi-physician-products/mirocam-capsule-endoscope>