Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers
Vol. 22 No. 1, 2025
DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.33

Investigation of Delay Linear Estimation in Self-image-guided Ultrasound Technique at Different Focal Distances

Rezvan Salahi[1] , Mohsen Moezzi[2]
[1] PhD Student, Department of Electrical Engineering,
Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran
r.salahi@aut.ac.ir
[2] Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Faculty of Electrical Engineering,
Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran
moezzi@aut.ac.ir

Abstract:
Precise beam steering to implants is crucial for accurate location determination using a phased array. The self-image-guided ultrasonic (SIG-US) technique offers a localization approach where the implant initially transmits pulses outside the body. These pulses are then received by a transducer array with varying delays. By measuring these delays, reversing them, and applying them in transmitter mode, the beam can be accurately steered towards the implant's location. In this paper, two linear estimation methods for the SIG-US technique are introduced. In the first method, measurements are performed only at the first transducer and the multiples of 8 transducers. In the second method, measurements are performed at the first transducer and the multiples of 4 transducers, and other delays are obtained from their linear approximation. Simulation results show that regardless of the number of array elements, the first method has a power loss of less than 0.8% compared to the ideal SIG-US method for focal distances greater than 40 mm. The second method has a power loss of less than 0.3% for distances of 20 to 50 mm. Both mentioned methods can track the implant location by reducing the number of measurements and power consumption compared to the traditional SIG-US method.

Keywords: **Linear estimation, Phased array, Delay, Power reduction, SIG-US technique, Implant localization**

Article Type: Research

Received: 26. 12. 2023

Revised: 19. 10. 2024

Accepted: 05. 11. 2024

Corresponding author: M.Moezzi

Corresponding author's address: No.424, Hafez Ave. Elec. Eng. Dep., Amirkabir Uni. Of Tech. Tehran , Iran

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

Copyright © 2025 The Authors. Published by Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers.
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/). Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

1. Motivation of the work

Wireless power transmission with the help of inductive or radio frequency (RF) links is widely used in biomedical implants [1,2]. However, these methods are unsuitable for miniaturized implants that are located at a deep distance from the surface of the body's skin. In recent years ultrasonic links have gained significant attention as a practical interface for wireless power transfer and data transmission to millimeter-sized implants [3-7]. In some applications, there is a need to power a network of implants simultaneously or individually [5,8]. In such cases, it is preferable to use an array of transducers to focus the power beam in different directions using beamforming. In beamforming, since the beamwidth at the focal point is significantly reduced, implant misalignment can severely affect the received power. Therefore, continuous tracking of the implant's location is crucial. The self-image-guided ultrasonic (SIG-US) technique proposes a method for detecting the implant's location, in which the implant sends pulses outside the body. These pulses are then received by an array of transducers with different delays. By measuring these delays, and applying the inverted of them in the transmit mode, the beam can be accurately directed to the implant's location [9-11]. Reducing the number of measurements with estimation techniques, without significantly affecting the accuracy of power delivery to the implant in the SIG-US method, can help reduce power consumption, chip area, and delay update time. The aim of this paper is to investigate the impact of linear estimation in the SIG-US method for different focal distances.

2. Contributions

Considering that the number of measurements and then the power consumption and chip area in the first method are less than the second method, this method is preferable for larger focal distances. Also, the results show that the number of transducers in the array does not have a significant effect on reducing the pressure received by the implant. The second method also shows high accuracy for focal distances less than 30 mm. Therefore, according to the focal distance required to focus the beam, the appropriate approximation can be chosen.

3. Procedures

In this article, the goal was to investigate the linear estimates on the received power of the implant in the SIG-US method. First, we tried to investigate the effect of two linear approximation methods for different number of array elements and also different focal distances to study how to reduce the received power of the implant with these approximations. Also, with the help of these results, we can find the best type of approximation based on the number of array elements, focal length and steering angle. Mathematical relations of ultrasonic waves in two dimensions (2D) and coding in MATLAB have been used for these studies.

4. Findings

The results of the investigations showed that there is no need to measure the delays in all transducers to update them with the SIG-US method, and by measuring in a limited number of transducers and using linear estimation, the implant location can be tracked with high accuracy. Also, this type of estimation is not very dependent on the number of array transducers. In addition, the greater the focal distance or the steering angles, the delay measurement can be performed in fewer transducers, without significantly reducing the received pressure by the implant. Reducing the number of measurements allows the circuit implementation of the SIG-US method to have less power consumption and size.

5. Conclusion

In this paper, we first investigated the effect of the number of array elements on beamwidth, sidelobe level, and maximum measured delay. Subsequently, two linear estimation methods for the SIG-US technique were introduced, in which delay was measured at a limited number of transducers rather than all of them. It was demonstrated that as the focal length or steering angle increased, delay measurements could be performed on fewer transducers without a significant decrease in the received pressure by the implant. Reducing the number of measurements resulted in a lower power consumption for the implementation of the SIG-US method. Additionally, this approach reduced the cost and chip area required for implementation. Furthermore, it was shown that for larger steering angles, delay measurements could be performed on fewer transducers without a significant impact on the implant received power.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران

نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، سال بیست و دوم، شماره اول، بهار ۱۴۰۴، صفحات ۳۳-۳۹

DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.33

بررسی تخمین خطی تاخیر در تکنیک self-image-guided فراصوت در فواصل کانونی مختلف

رضوان صلاحی[۱]، محسن معزی[۲]

۱- دانشجوی دکتری- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه صنعتی امیرکبیر- تهران- ایران

r.salahi@aut.ac.ir

۲- استادیار- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه صنعتی امیرکبیر- تهران- ایران

moezzi@aut.ac.ir

چکیده: **تشخیص محل ایمپلنت برای هدایت دقیق پرتو به آن با استفاده از یک آرایه فازی بسیار مهم است. تکنیک self-image-guided ultrasonic (SIG-US) روشی را برای تشخیص مکان ایمپلنت پیشنهاد می‌کند که در آن ایمپلنت ابتدا پالس‌هایی را به خارج از بدن ارسال می کند. سپس این پالس‌ها توسط آرایه ای از مبدل ها با تاخیرهای مختلف دریافت می‌شوند. با اندازه‌گیری این تاخیرها، معکوس کردن آنها و اعمال آنها در حالت فرستنده، می‌توان پرتو را به درستی به محل ایمپلنت هدایت کرد. در این مقاله دو روش تخمین خطی برای تکنیک SIG-US معرفی می‌شود که در روش اول اندازه‌گیری تنها در مبدل شماره اول و مبدل‌های مضارب ۸ انجام می‌شود و در روش دوم اندازه‌گیری‌ها در مبدل اول و مبدل‌های مضارب ۴ انجام می‌شود و سایر تاخیرها از تقریب خطی آن‌ها بدست می آید. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که مستقل از تعداد عناصر آرایه، روش اول برای فواصل کانونی بیش از ۴۰ mm در مقایسه با روش ایده آل SIG-US، افت توانی کم‌تر از ۰,۸ ٪ دارد. روش دوم برای فواصل ۲۰ تا ۵۰ mm افت توانی کم‌تر از ۰,۳٪ دارد. هر دو روش ذکر شده با کاهش تعداد اندازه‌گیری‌ها و توان مصرفی نسبت به روش سنتی SIG-US، می‌توانند مکان ایمپلنت را ردیابی کنند.**

کلمات کلیدی: تقریب خطی، آرایه فازی، تاخیر، افت توان، تکنیک SIG-US، مکان‌یابی ایمپلنت

نوع مقاله: پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۵

بازنگری: ۱۴۰۳/۷/۲۸

پذیرش: ۱۴۰۳/۸/۱۵

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر محسن معزی

نشانی نویسنده‌ی مسئول: ایران – تهران – خیابان حافظ – پلاک ۴۲۴ – دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران) – دانشکده‌ی برق

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

حق انتشار این مستند، متعلق به نویسندگان آن است. ۱۴۰۴ ©. ناشر این مقاله، انجمن مهندسین برق و الکترونیک ایران است.

این مقاله تحت گواهی زیر منتشرشده و هر نوع استفاده غیرتجاری از آن مشروط بر استناد صحیح به مقاله و با رعایت شرایط مندرج در آدرس زیر مجاز است.

Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license

(https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

۱- مقدمه

انتقال توان به صورت بی‌سیم (WPT) از طریق لینک‌های مختلفی چون القایی، فرکانس رادویی، اپتیک و فراصوت انجام می‌شود که نیاز به استفاده از باتری‌های سنگین با طول عمر محدود را از بین می‌برند. انتقال توان بی‌سیم با کمک پیوندهای القایی یا فرکانس رادیویی (RF) به طور گسترده در ایمپلنت‌های زیست پزشکی استفاده می‌شود [۱،۲]. با این حال، این روش‌ها برای ایمپلنت‌های با اندازه بسیار کوچک که در فاصله عمیق از سطح پوست بدن قرار دارند، نامناسب هستند. در سال‌های اخیر لینک‌های فراصوت به‌عنوان یک پیوند کاربردی برای ارسال توان بی‌سیم و انتقال داده به ایمپلنت‌های اندازه میلی‌متری در کاربردهایی مانند ضبط عصبی امواج معده، درمان تحریک الکتریکی، سنجش فشار و غیره مورد توجه قرار گرفته‌اند [۳-۷]. لینک های فراصوت بدلیل تلفات صوتی کم‌تر در داخل بافت، قابلیت عملکرد در فرکانس های پایین‌تر و شدت مجاز فراصوت بالاتر در بافت، برای انتقال توان بی‌سیم کارامد به ایمپلنت‌هایی با ابعاد میلی متری گزینه مناسبی می‌باشند.

در اکثر مقالات منتشر شده در WPT فراصوت، از یک مبدل تنها متمرکز یا غیر متمرکز به عنوان فرستنده خارجی استفاده کرده‌اند. برای برخی از کاربردها، مانند تحریک عصبی، که به قدرت بیشتری نیاز دارد، یک مبدل متمرکز انتخاب بهتری است زیرا کارایی بیشتری نسبت به مبدل بدون تمرکز دارد، اما این نوع از لینک‌های فراصوت از افت توان دریافتی ناشی از ناهمترازی (جابجایی) ایمپلنت رنج می‌برد. [۸،۹].

در برخی از کاربردها نیاز هست که به شبکه ای از ایمپلنت‌ها به صورت هم‌زمان یا جداگانه توان رسانی شود[۵،۱۰]. در این موارد بهتر است که از آرایه ای از مبدل‌ها به صورت خطی یا دو بعدی استفاده کرده تا بتوان پرتو توان را در جهت‌های مختلف توسط روش شکل‌دهی پرتو (Beamforming) متمرکز کرد. بسیاری از مطالعات از تکنیک‌های شکل‌دهی پرتو فراصوت برای WPT استفاده کرده‌اند [۱۰- ۲۰]. در [۱۲]، تکنیک عبور از دو پرتو فراصوت (US) با استفاده از آرایه‌های فازی برای دستیابی به نورومدولاسیون فراصوت با وضوح بالا مورد بررسی قرار گرفته است. هدایت و تمرکز پرتو فراصوت در یک فضای سه بعدی (3D) با استفاده از یک آرایه فازی دو بعدی در [۱۳، ۱۴] مطالعه شده است. در برخی از کاربردها، کنترل دقیق بر هر دو ناحیه اوج و صفر در پرتو فراصوت ارسالی ضروری است. برای دستیابی به این هدف، شکل‌دهی پرتو تطبیقی با استفاده از الگوریتم حداقل میانگین مربعات (LMS) در [۱۵] پیاده‌سازی شده است. بهینه‌سازی پیوندهای فراصوت با آرایه‌های فازی از طریق یک روش طراحی تکراری برای به حداکثر رساندن بازده انتقال توان (PTE) در [۱۶] پیشنهاد شده است.

در روش شکل‌دهی پرتو، از آنجایی که عرض جانبی پرتو در نقطه کانونی (متمرکز شده) به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد، ناهمترازی (جابجایی) ایمپلنت می‌تواند به شدت بر توان دریافتی آن تأثیر بگذارد. بنابراین، ردیابی مداوم محل ایمپلنت بسیار مهم است. در [۱۷]، تصویربرداری حالت B برای یافتن مکان حسگرهای زیست پزشکی استفاده شده است. با این حال، روش‌های تصویربرداری فراصوت معمولاً پیاده‌سازی پیچیده‌ای دارند. از سیگنال‌های پراکندگی برگشتی نیز می‌توان برای یافتن محل ایمپلنت و تنظیم پارامترهای شکل‌دهی پرتو استفاده کرد. مکان‌یابی فراصوت با استفاده از پس پراکندگی (back scattering) هارمونیک سوم در [۱۸] ارائه شده است. اگرچه این روش می‌تواند به صورت غیر فعال ایمپلنت را ردیابی کند، نسبت سیگنال به نویز و حساسیت آن مطلوب نیست.

در [۱۹]، یک روش ساده فراصوت به نام Self-image-guided (SIG-US) معرفی شده است که در آن ایمپلنت یک پالس را به خارج از بدن می‌فرستد. تعداد پالس‌های ارسال شده توسط ایمپلنت را می‌توان برای دستیابی به ولتاژهای دریافتی بالاتر بهینه کرد [۲۰]. پالس‌های ارسال شده از سوی ایمپلنت، توسط مبدل‌های آرایه واقع در خارج از بدن دریافت می‌شود. از آنجایی که عناصر آرایه خارجی فواصل متفاوتی با ایمپلنت دارند، سیگنال‌های دریافتی نیز زمان دریافت متفاوتی دارند. اندازه‌گیری این تاخیرهای زمانی نسبی می‌تواند به ردیابی محل ایمپلنت کمک کند و پارامترهای شکل‌دهی پرتو را می‌توان براساس آنها تنظیم کرد. به عبارت دیگر، مبدلی که ابتدا پالس ارسالی را توسط ایمپلنت دریافت می‌کند دیرتر از بقیه به ایمپلنت نیرو می‌فرستد و بالعکس. تأخیرهای لازم برای انتقال توان را می‌توان هر صدها میلی‌ثانیه تا ثانیه بسته به سرعت حرکت ایمپلنت در یک اندام مشخص اندازه‌گیری و به روز کرد. در این روش نیاز است که اندازه‌گیری تاخیر زمانی بین تمام مبدل‌ها انجام شود. در [۲۱] نشان داده شده است که اندازه‌گیری به صورت یک در میان و تخمین تاخیر سایر مبدل‌ها با استفاده از دو مبدل مجاور، می‌تواند با دقت بالایی مکان ایمپلنت را ردیابی و پارامترهای تاخیر را برای شکل‌دهی پرتو به روزرسانی کند. در [۲۲] برای اولین بار پیاده‌سازی روش SIG-US بصورت مداری ارائه شده است که با روش ولتاژ آستانه متناسب با دامنه‌ی سیگنال‌های دریافتی، تاخیر بین سیگنال‌ها را اندازه گرفته است.

این مقاله روش SIG-US را با استفاده از تقریب خطی و اندازه‌گیری تاخیر در تعداد محدودی عنصر آرایه بررسی می‌کند. روش های تقریب خطی می‌تواند با توان مصرفی کم‌تر و تعداد اندازه‌گیری‌های کم‌تر پارامترهای شکل‌دهی پرتو جهت ارسال پرتو به ایمپلنت را بروزرسانی کند. همچنین عملکرد تقریب خطی را برای الگوهای مختلف، تعداد عناصر آرایه مختلف و همین طور فواصل کانونی متفاوت بررسی می‌کند.

مابقی مقاله بصورت زیر طبقه‌بندی شده است. فصل ۲ عملکرد تئوری روش SIG-US را بررسی می‌کند. فصل ۳ تنظیمات آرایه و عملکرد

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

آن را مطالعه می‌کند. در فصل ۴ روش تقریب خطی و نتایج آن بررسی می‌گردد. درنهایت نتیجه کلی مقاله در فصل ۵ ارائه می‌شود.

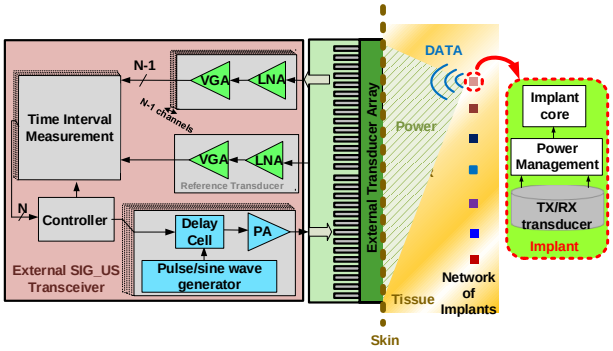
۲- بررسی روش SIG-US

برای رساندن حداکثر توان به ایمپلنت با کمک یک آرایه خطی، امواج ساطع شده از عناصر آرایه باید هم فاز به ایمپلنت برسند. بسته به موقعیت ایمپلنت نسبت به آرایه، تاخیرهای هر عنصر باید به درستی تنظیم شود. بنابراین، آگاهی از محل ایمپلنت برای تنظیم این تاخیرها بسیار مهم است. علاوه بر این بدلیل حرکت ایمپلنت‌ها در بدن و حساسیت شدید ارسال توان با شکل دهی پرتو به جابجایی ایمپلنت لازم هست که مکان ایمپلنت به صورت پیوسته ردیابی شود. تشخیص محل ایمپلنت به طور معمول در گذشته با استفاده از روش‌های تصویربرداری انجام می‌شد. اجرای این روش های تصویربرداری معمولاً پیچیده و پرهزینه است. در [۱۹] روشی به نام Self-image-guided ultrasound (SIG-US) معرفی شد که با یک مکانیسم ساده، می‌تواند پرتو رو به طور دقیق به مکان ایمپلنت هدایت کند.

در این روش، ابتدا براساس مکان فرضی ایمپلنت، مقدار کمی توان به سمت آن فرستاده می‌شود. سپس مبدل متصل به ایمپلنت توسط یک یا چند پالس تحریک می‌شود. این پالس‌ها توسط مبدل‌های آرایه‌ی قرار گرفته در خارج از بدن (کمربند پوشیدنی) به صورت شکل موج‌های ring دریافت می‌گردند. از آنجا که مبدلهای آرایه در فواصل متفاوتی از ایمپلنت قرار دارند بنابراین موج‌های ring دریافتی نیز با یکدیگر اختلاف زمان (فاز) دارند. در [۲۱] نشان داده شده است که با اندازه‌گیری این اختلاف زمانی بین سیگنال‌های دریافت شده توسط مبدلها و اعمال عکس این تاخیرها به مبدلها در حالت فرستنده، می‌توان بدون آگاهی از مکان ایمپلنت، پارامترهای شکل‌دهی پرتو را تنظیم و پرتو را به درستی به سمت ایمپلنت هدایت کرد.

ساختار مفهومی روش SIG-US در شکل (۱) نشان داده شده است. همانطور که قبلا نیز ذکر شد، برای تشخیص مکان ایمپلنت لازم است که ایمپلنت ابتدا پالسی به خارج از بدن بفرستد. سپس تاخیر بین سیگنال‌های دریافتی مبدل‌های آرایه اندازه‌گیری شود. برای این کار ابتدا سیگنال‌های دریافتی مبدل‌های آرایه توسط تقویت کننده کم نویز (LNA) و تقویت کننده متغیر (VGA) تقویت می‌شوند سپس وارد بلوک اندازه‌گیری اختلاف زمانی (Time interval measurement) می‌شوند. در این بلوک اختلاف تاخیر بین سیگنال‌ها محاسبه می‌شود. در اینجا فرض شده است که اختلاف تاخیر سیگنال‌های دریافتی مبدل‌ها نسبت به یک مبدل مرجع (Reference transducer) محاسبه می‌شود. این تاخیرها برای بروزرسانی تاخیرهای شکل‌دهی پرتو در جایی ذخیره می‌شود تا در حالت فرستنده برای سلول تاخیر (Delay cell) از آن استفاده شود. در نهایت مدار تولید کننده پالس (pulse generator) به کمک سلول تاخیر و تقویت کننده توان (PA)، مبدل‌های آرایه را برای انتقال توان به ایمپلنت تحریک می‌کنند.

ایمپلنت هم به صورت کلی از سه بخش تشکیل شده است: مبدل فرستنده، گیرنده (TX/RX transducer)، مدیریت توان (power management) و هسته ایمپلنت (Implant core). هسته اصلی ایمپلنت بسته به نوع کاربرد، وظیفه ثبت یا تحریک الکتریکی دارد که مستقل از عملکرد واحد خارجی می‌باشد. وظیفه بخش مدیریت توان، ارسال پالس از ایمپلنت و همینطور یکسوسازی توان دریافتی ایمپلنت و تولید یک ولتاژ ثابت برای عملکرد مناسب بخش هسته ایمپلنت می‌باشد.



شکل (۱): ساختار مفهومی روش SIG-US

۳- تنظیمات آرایه و عملکرد آن

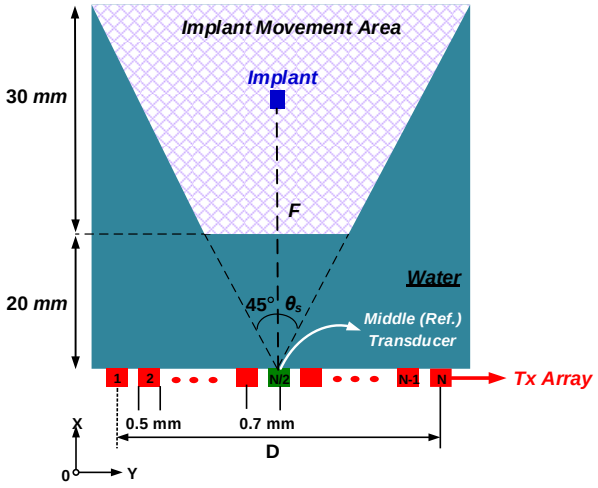
در این بخش به بررسی تنظیمات آرایه و تاثیر تعداد عناصر آرایه بر روی عملکرد آن می‌پردازیم. برای اینکه پرتو ارسال شده توسط آرایه بتواند در عمق F، متمرکز شود باید سایز دهانه (D) حداقل برابر با $\sqrt{4\lambda F}$ باشد که λ طول موج می‌باشد. بنابراین برای نفوذ پرتو در فاصله کانونی ۵۰ mm، حداقل سایز دهانه باید ۱,۶۴ cm باشد. در این مقاله از تنظیمات آرایه ارائه شده در [۱۰] استفاده شده است. همانطور که در شکل (۲) می‌بینم، مبدل‌های به کار رفته در آرایه خطی، دارای عرض ۰,۵ mm و فاصله مرکز تا مرکز ۰,۷ mm می‌باشند. ضخامت مبدل‌ها نیز ۱,۴۴ mm در نظر گرفته شده است که باعث فرکانس رزونانس ۱,۱ MHz در مبدل‌ها می‌گردد. تعداد مبدل‌های آرایه نیز N در نظر گرفته شده است. همانطور که قبلا ذکر شد، برای نفوذ پرتو در فاصله کانونی ۵۰ mm، حداقل سایز دهانه باید 1.64 cm باشد. بنابراین تعداد مبدل‌های آرایه باید حداقل ۲۴ عدد باشد. همچنین همانطور که در شکل () نشان داده شده است، ایمپلنت می‌تواند در محدوده هاشور زده شده با زاویه هدایت $\pm 45°(\theta s)$ جابجا شود. برای جلوگیری از تولید grating lobe ها فاصله بین المان‌های آرایه تقریبا $\lambda/2$ در نظر گرفته شده است.

از آنجا که بررسی فشار در فضای سه بعدی نیاز به محاسبه روابط ریاضی پیچیده دارد و همچنین شبیه‌سازی در محیط نرم‌افزار Comsol یا k-Wave Matlab بسیار زمان بر است، لذا جهت محاسبه فشار یک مبدل یا آرایه خطی از مبدل‌ها در نقاط مختلف،

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

می‌توان از روابط تقریبی موج در فضای دو بعدی استفاده کرد. دقت عملکرد این روابط در مقایسه با شبیه‌سازی k-Wave Matlab در [۲۱] نشان داده شده است. در این مقاله نیز از روابط تقریبی موج در فضای دو بعدی استفاده شده است.

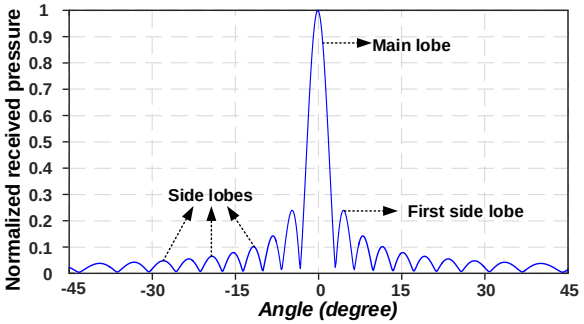


شکل (۲): تنظیمات آرایه به کار رفته در این مقاله

۳-۱- تاثیر تعداد مبدل بر عملکرد آرایه

در شکل (۳) فشار صوتی (acoustic) نرمایزه شده (نرمالیزه به بیشترین فشار صوتی در زاویه هدایت صفر درجه) در برابر زاویه هدایت، برای حالتی که پرتو صوتی ارسالی در زاویه صفر متمرکز شده است رسم شده است. در اینجا N=32 و F=30 mm فرض شده است. همانطور که دیده می‌شود بیشترین فشار صوتی در لوب اصلی (Main lobe) قرار دارد. پهنای باند (Band width) لوب اصلی به صورت 3- dB ماکزیمم فشار صوتی محاسبه می‌شود. هر چه پهنای باند (BW) لوب اصلی کم تر باشد بدین معنی است که پرتو آرایه متمرکز تر می‌باشد. همچنین تعدادی لوب جانبی (Side lobes) نیز در جهات دیگر تولید می‌شود که بیشترین فشار صوتی لوب‌های جانبی در لوب جانبی اول (First side lobe) قرار دارد. واضح است که هر چه سطح لوب‌های جانبی کم‌تر باشد عملکرد آرایه بهتر خواهد بود چراکه انتشار صوت در جهت های ناخواسته مطلوب ما نیست.

در جدول (۱) برای F=30 mm، اثر تعداد عناصر آرایه برروی پهنای باند لوب اصلی (BW) و نسبت لوب اصلی به اولین لوب جانبی (Main lobe/ First side lobe) مورد بررسی قرار گرفته است. همانطور که از نتایج مشاهده می‌شود، افزایش تعداد مبدل‌های آرایه منجر به کاهش پهنای باند پرتو می‌گردد. این در حالی است که افزایش تعداد عناصر اثر نامطلوب بر روی لوب جانبی می‌گذارد. هر چند که میزان این اثر ناچیز بوده به طوری که با افزایش تعداد مبدل‌ها از ۲۴ به ۴۸، اثر لوب جانبی اول ۱۴٪ افزایش یافته است اما پهنای پرتو تقریبا نصف شده است.



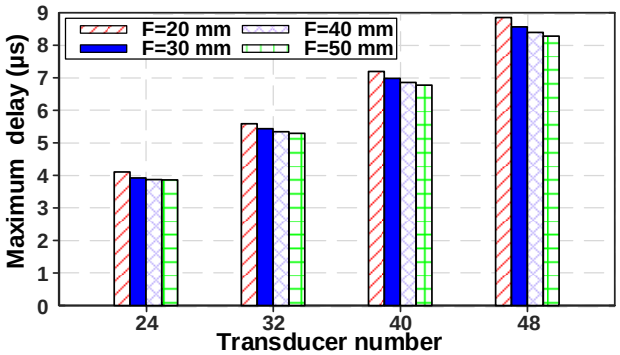
شکل (۳): فشار نرمالیزه دریافت شده در زوایای مختلف به هنگام هدایت پرتو در زاویه صفر درجه برای N=32 , F=30 mm

جدول (۱): مقایسه پهنای باند لوب اصلی و میزان شدت لوب جانبی اول برای تعداد عناصر مختلف آرایه

Main lobe/ First side lobe	BW (mm)	N
4.32	2.4	24
4.14	1.9	32
3.96	1.5	40
3.74	1.3	48

۳-۲- بیشترین تاخیر

در شکل (۴) بیش ترین تاخیر اندازه‌گیری شده بین مبدلها برای تعداد عناصر مختلف و فاصله‌های کانونی مختلف (در محدوده زاویه هدایت °±45) رسم شده است. همانطور که از نتایج مشخص است، بیشترین تاخیر اندازه‌گیری شده بین مبدلها با تعداد عنصر ثابت با تغییر فاصله کانونی، تغییر چندانی نمی‌کند. در حالی که با دو برابر کردن تعداد مبدلها (از ۲۴ به ۴۸) بیشترین تاخیر اندازه‌گیری شده نیز تقریبا دو برابر می‌شود.



شکل (۴): بیشترین تاخیر اندازه‌گیری شده برای تعداد عناصر و فواصل کانونی مختلف

۴- تقریب خطی در روش SIG-US

همانطور که در بخش‌های قبلی مقاله توضیح داده شد، برای به کارگیری روش SIG-US، لازم است که تاخیر بین سیگنال‌های

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

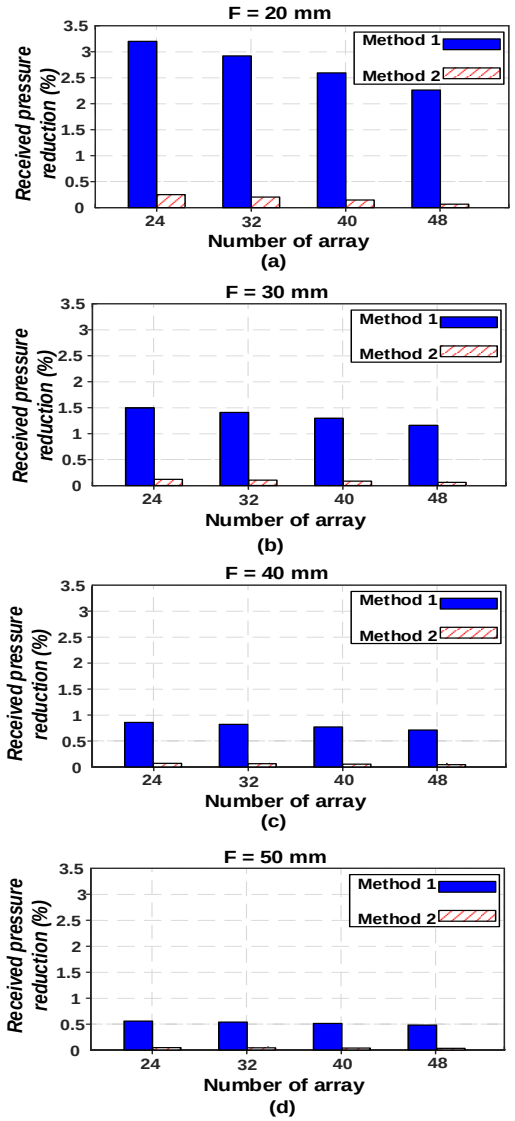
دریافتی توسط مبدل‌های آرایه اندازه‌گیری شوند. در [۲۱] ما ثابت کردیم که در یک آرایه ۱۱ تایی از مبدل‌ها، به جای اندازه‌گیری تاخیر در همه‌ی مبدل‌ها میتوان اندازه‌گیری‌ها را به صورت یک در میان انجام داد و تاخیر مبدل‌هایی که در آن‌ها اندازه‌گیری صورت نگرفته است را از روی میانگین تاخیر مبدل‌های مجاور آن محاسبه کرد. همچنین ثابت کردیم که با به کارگیری این روش، افت توان دریافتی نسبت به حالتی که تاخیر در همه مبدل‌ها صورت می‌گیرد قابل چشم‌پوشی است. در این مقاله می‌خواهیم به جای اندازه‌گیری تاخیر در نصف مبدلها، تاخیرها را در تعداد محدودی از مبدلها محاسبه کنیم و تاخیر سایر مبدلها را از از تقریب خطی تاخیرهای اندازه‌گیری شده بیابیم. همچنین می‌خواهیم اثر افت فشار نرمالیزه دریافتی ایمپلنت را برای تعداد متفاوت عناصر آرایه در فواصل کانونی مختلف را بررسی کنیم.

به عنوان روش اول (Method 1) فرض کردیم که اندازه‌گیری در مبدل شماره ۱ و مبدلهای مضرب ۸ انجام می‌شود (۸، ۱۶، ۲۴ و...)، سپس تاخیر سایر مبدلها را با استفاده از تقریب خطی از تاخیرهای بدست آمده در این مبدلها محاسبه می‌کنیم. در روش دوم (Method 2) فرض می‌گیریم که اندازه‌گیری در مبدل شماره ۱ و مبدلهای مضرب ۴ انجام می‌شود (۴، ۸، ۱۲ و...)، سپس مشابه روش اول، تاخیر سایر مبدلها را با استفاده از تقریب خطی از تاخیرهای بدست آمده در این مبدل ها محاسبه می‌کنیم.

۴-۱- بررسی اثر تعداد عناصر آرایه و فاصله کانونی در تقریب خطی

شکل (۵) کاهش فشار دریافتی ایمپلنت برای دو روش ۱ و ۲ را به ازای تعداد مختلف عناصر آرایه (N) و همینطور فواصل کانونی مختلف نشان می‌دهد. همانطور که از نتایج مشاهده می‌شود، هر چه فاصله کانونی بزرگتر شود، خطای ناشی از این تقریب‌ها کاسته می‌شود. برای مثال برای F=50 mm همانطور که در شکل (۵-d) نشان داده شده است، روش اول علارغم تعداد مبدل‌های آرایه (N) از دقت بالایی برخوردار هست. بنابراین با توجه به اینکه تعداد اندازه‌گیری‌ها و به دنبال آن توان مصرفی و مساحت تراشه در روش اول نسبت به روش دوم کم تر هست، این روش برای فواصل کانونی بزرگتر ارجحیت دارد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که تعداد مبدلهای آرایه تاثیر قابل توجهی بر روی کاهش فشار دریافتی ایمپلنت ندارد. روش دوم نیز برای فواصل کانونی کم تر از ۳۰ mm دقت بالایی از خود نشان می‌دهد. بنابراین با توجه به فاصله کانونی مورد نیاز جهت تمرکز پرتو می‌توان تقریب مناسب را انتخاب کرد.

در شکل (۶-a) برای آرایه ۴۸تایی در فاصله کانونی ۳۰ mm، افت فشار نرمالیزه شده در برابر زاویه هدایت پرتو رسم شده است. روش اندازه‌گیری ۳ (Method 3) بدین صورت است که اندازه‌گیری در مبدل‌های ۱، ۱۲، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ صورت می‌گیرد. در روش ۴ (Method 4)، اندازه‌گیری در مبدل‌های ۱، ۱۶، ۳۲ و ۴۸ صورت می‌گیرد. همانطور که دیده می‌شود در زاویه هدایت صفر درجه، افت توان در روش ۳، نسبت به حالت ایده آل (اندازه‌گیری تاخیر در همه مبدل‌ها) SIG-US، بیش از ۵٪ است. این در حالی است که در زاویه هدایت بزرگتر از ۳۰ درجه افت توان نسبت به حالت ایده‌آل SIG-US کم تر از ۲٪ می باشد. بنابراین برای زاویه هدایت‌های بزرگتر روش ۳، با در نظرگیری همه پارامترها (توان مصرفی، مساحت تراشه و ...) مناسب‌تر می‌باشد. همچنین در شکل (۶-b) کاهش فشار دریافتی ایمپلنت برای چهار روش ذکر شده به ازای فواصل کانونی مختلف از ۲۰ تا ۵۰ میلی متر، رسم شده است. همانطور که مشاهده می‌شود حساسیت افت فشار دریافتی ایمپلنت به فاصله کانونی در فواصل کم‌تر از ۳۰ mm نسبت به فواصل بیشتر از ۳۰ mm بسیار بیش‌تر می‌باشد.



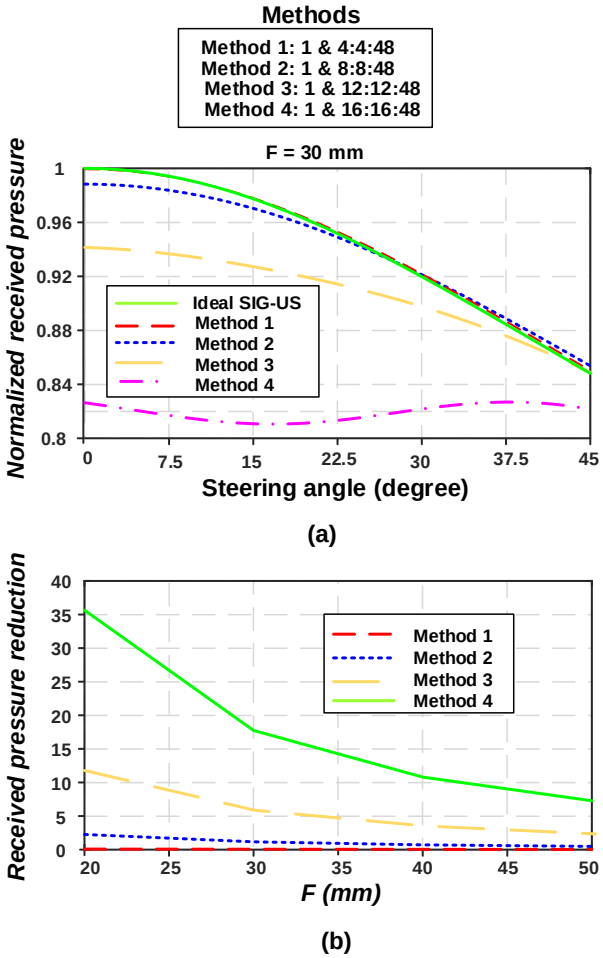
شکل (۵): کاهش فشار صوتی دریافتی برای روش پیشنهادی ۱ و ۲ و تعداد متفاوت عناصر آرایه برای a) F=20mm ، b) F=30mm ، c) F=40mm و d) F=50mm

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، ابتدا تاثیر تعداد عناصر آرایه بر پهنای پرتو، شدت لوب‌های جانبی و بیشترین تاخیر اندازه‌گیری شده بررسی شد. سپس دو روش تخمین خطی برای تکنیک SIG-US معرفی شد که در آن به جای اندازه‌گیری تاخیر در همه مبدل‌ها، تاخیر تنها در تعداد محدودی مبدل انجام می‌شود . نشان داده شد که هر چه فاصله کانونی یا زاویه هدایت بیشتر باشد می‌توان اندازه گیری تاخیر را در تعداد کم‌تری مبدل انجام داد، بدون اینکه فشار صوتی دریافتی ایمپلنت کاهش قابل توجهی داشته باشد. کاهش تعداد اندازه‌گیری باعث می‌شود که پیاده‌سازی مداری روش SIG-US با توان مصرفی کم‌تری انجام شود. همچنین هزینه و مساحت تراشه مورد نیاز برای پیاده‌سازی مداری این روش نیز کاهش می‌یابد. همچنین نشان داده شد که برای زاویه هدایت‌های بزرگتر نیز می‌توان اندازه‌گیری تاخیر را بدون اثر قابل توجه بر توان دریافتی ایمپلنت، در تعداد کم‌تری مبدل انجام داد.



شکل (۶): a) فشار نرمالیزه شده دریافتی برای N=48 و فاصله کانونی 30 mm در برابر زاویه هدایت و چهار روش تخمین خطی، b) کاهش فشار دریافتی در برابر فاصله کانونی (F) برای چهار روش پیشنهادی

مراجع

[1] A. Hassanzadeh, M. Saneii, Design and Implementation of a Wireless Energy Transfer System for Low Power Applications, J. IAEEE. Vol. 17, 2020.

[2] S. Hassanzadeh, Resonance Converter for Inductive Charging of Electric Vehicles; Modeling and Design, J. IAEEE. Vol. 20, 2022.

[3] S. Reddy, L. He, S. Ramakrishana, Miniaturized-electroneurostimulators and self powered/rechargeable implanted devices for electrical-stimulation therapy, J. Biomed. Signal. Process. Control. Vol. 41, 255–263, 2018.

[4] D. Seo, J. Carmena, J. Rabaey, M. Maharbiz, E. Alon, Model validation of untethered, ultrasonic neural dust motes for cortical recording, J. Neurosci. Meth. Vol. 244, pp. 114–122, 2015.

[5] M. Meng, M. Kiani, Gastric seed: towards distributed ultrasonically interrogated millimeter-sized implants for large-scale gastric electrical-wave recording, IEEE Trans. Circuit Syst. II, Vol. 66, No. 5, pp. 1549–7747, 2019.

[6] Weber, Y. Yoshihara, A. Sawaby, J. Charthad, T. Chang, A. Arbabian, A miniaturized single-transducer implantable pressure sensor with time-multiplexed ultrasonic data and power links, IEEE J. Solid-State Circuit, Vol. 53, No. 4, pp. 1089–1101, 2018.

[7] V. Tseng, S. Bedair, N. Lazarus, Phased array focusing for acoustic wireless power transfer, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 65, No. 1, pp. 39–49, 2018.

[8] D.K. Piech, B.C. Johnson, K. Shen, et al., A wireless millimetre-scale implantable neural stimulator with ultrasonically powered bidirectional communication, Nat. Biomed. Eng., Vol. 4, No. 2, pp. 207–222, 2020.

[9] J. Charthad, et al., A mm-sized wireless implantable device for electrical stimulation of peripheral nerves, IEEE Trans. Biomed. Circuit Syst., Vol. 12, No. 2, pp. 257–270, 2018.

[10] M.L. Wang, T.C. Chang, T. Teisberg, M.J. Weber, J. Charthad, A. Arbabian, Closed-loop ultrasonic power and communication with multiple miniaturized active implantable medical devices, in: IEEE Int. Ultrasonics Symp., pp. 1–4, 2017.

[11] B. C. Benedict et al., Time reversal beamforming for powering ultrasonic implants, 10th Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. (NER), pp. 647-650, 2021.

[12] S. J. Ilham and M. Kiani, Towards High-Resolution Ultrasound Neuromod ulation With Crossed-Beam Phased Arrays, IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst, vol. 17, No. 3, pp. 534-546, 2023.

[13] T. Costa, C. Shi, K. Tien, J. Elloian, F. A. Cardoso and K. L. Shepard, An Integrated 2D Ultrasound Phased Array Transmitter in CMOS With Pixel Pitch Matched Beamforming, IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst, Vol. 15, No. 4, pp. 731-742, 2021.

[14] B. C. Benedict, M. M. Ghanbari and R. Muller, Phased Array Beamforming Methods for Powering Biomedical Ultrasonic Implants, IEEE Trans. Ultra sonics, Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 69, No. 17, pp. 2756-2765, 2022.

[15] M. L. Wang, A. Singhvi, G. Nyikayaramba, B. Murmann and A. Arbabian, Adaptive Beamforming for Wireless Powering of a Network of Ultrasonic Implants, IEEE Int. Ultrasonics. Symposium (IUS), pp. 1-4, 2022.

[16] Z. Kashani, S. J. Ilham and M. Kiani, Design and Optimization of Ultrasonic Links With Phased Arrays for Wireless Power Transmission to Biomedical Implants,

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]

IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst, Vol. 16, No. 1, pp. 64-78, 2022.

[17] Y. Zhang and K. L. Shepard, A 0.6-mm^2 Powering and Data Telemetry System Compatible with Ultrasound B-Mode Imaging for Freely Moving Biomedical Sensor Systems, IEEE Cust. Integr. Circuits Conf. (CICC), pp. 1–4, 2019.

[18] M. L. Wang, T. C. Chang, and A. Arbabian, Ultrasonic implant localization for wireless power transfer: Active uplink and harmonic backscatter, IEEE Int. Ultrasonics Symp., pp. 818–821, 2019.

[19] M. Meng, M. Kiani, Self-image-guided ultrasonic wireless power transmission to millimeter-sized biomedical implants, 41th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine and Biol. Soc., pp. 364-367, 2019.

[20] Z. Kashani, M. Kiani, Optimal ultrasonic pulse transmission for miniaturized biomedical implants, in: IEEE Biomed. Cir. and Syts. Conf, pp. 1–4, 2019.

[21] R. Salahi, M. Moezzi, H.Ghafoorifard, M. Kiani, Systematic investigation of self-image-guided ultrasonic transceiver using time interval measurements for wireless power transfer, J. Biomed. Signal. Process. Control., Vol. 81, 2023.

[22] R. Salahi, M. Moezzi, M. Kiani, Self-image-guided ultrasonic transceiver design for reliably powering mm-sized implants, AEU, 2024.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.25]