



Semnan University

Journal of Modeling in Engineering

Journal homepage: <https://modelling.semnan.ac.ir/>

ISSN: 2783-2538



Research Article

Design, Modeling and Simulation of Wireless MEMS Capacitive Microphone

Hamidreza Habibi ^a, Bahram Azizollah Gangi ^{a,*}, Ramazan Ali Jafari Talookolaei^b

^a Faculty of Electrical and Computer Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

^b Faculty of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

PAPER INFO

Paper history:

Received: 2023-11-18

Revised: 2024-08-18

Accepted: 2024-08-21

Keywords:

Wireless sensor;
Modeling;
MEMS microphone;
MEMS inductor;
Passive feeding.

ABSTRACT

In this article, a new structure of the wireless MEMS condenser microphone has been designed, analyzed and modeled. In the proposed structure, a microphone with low pull-in voltage is used, which is in series with a Mems inductor. The internal inductor is in mutual induction mode with an external inductor and provides the required voltage for the microphone. The information received by the microphone is also transmitted through mutual induction. The sensor is designed for use in hearing aids for the deaf. The dimensions of the microphone are $250 \times 250 \mu\text{m}^2$, which is located in the middle of the Mems inductor with dimensions of $2 \times 2 \text{mm}^2$. The microphone and the inductor have been analyzed separately and then modeled using compact electronic elements and the formula required for their design has been calculated. The simulation of Mems microphone and Mems inductor has been done in Intellisuite software and their circuit simulation has been done in ADS software. The sensor is very low-noise and low-power, and its signal-to-noise and power consumption per input voltage of 100 mv is equal to 79.6 db and 204 mW. Due to the absence of batteries, the dimensions of the proposed sensor are small and suitable for medical and security applications.

DOI: <https://doi.org/10.22075/jme.2024.32355.2561>

© 2025 Published by Semnan University Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

* Corresponding author.

E-mail address: baganji@nit.ac.ir

How to cite this article:

habibi, H. , Azizollah Gangi, B. and Jafari Talookolaei, R. A. (2025). Design, modeling, and simulation of wireless MEMS capacitive microphone. Journal of Modeling in Engineering, 23(80), 197-208. doi: 10.22075/jme.2024.32355.2561

طراحی، مدلسازی و شبیه سازی میکروفون خازنی ممز بی سیم

حمیدرضا حبیبی^۱، بهرام عزیزالله گنجی^{۱*}، رمضانعلی جعفری تلوکلایی^۲

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۰۸/۲۷	در این مقاله یک ساختار جدید از میکروفون خازنی ممز (MEMS) بی سیم ۲ طراحی، آنالیز و مدلسازی شده است. در ساختار پیشنهادی از یک میکروفون با ولتاژ پولین ۳ بسیار کم استفاده شده که با یک سلف ممزی سری است. سلف ممزی با یک سلف خارجی در حالت القای متقابل قرار دارد و ولتاژ مورد نیاز میکروفون را تامین می کند. اطلاعات دریافتی میکروفون نیز از طریق القای متقابل ۴ منتقل می شود. سنسور برای استفاده در سمعک ناشنویان طراحی شده است. ابعاد میکروفون برابر $250 \times 250 \mu m^2$ است که در میان سلف ممزی با ابعاد $2 \times 2 mm^2$ قرار دارد. میکروفون و سلف ممزی هر کدام به صورت جداگانه تحلیل شده و سپس با استفاده از المان های فشرده الکترونیکی مدل سازی شده و روابط ریاضی برای طراحی سنسور ارائه شده است. شبیه سازی بخش ممزی در نرم افزار Intellisuite و شبیه سازی بخش مداری، در نرم افزار ADS انجام شده است. سنسور به علت استفاده از المان های غیر فعال ۵ و ممزی، کم نویز و کم توان بوده و سیگنال به نویز و توان مصرفی آن به ازای ورودی ولتاژ $100 mV$ برابر $79.6 db$ و $204 mW$ است. به دلیل عدم وجود باتری، ابعاد سنسور پیشنهادی کوچک است و برای کاربردهای پزشکی و امنیتی مناسب است.
بازنگری مقاله: ۱۴۰۳/۰۵/۲۸	
پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۵/۳۱	
واژگان کلیدی:	
سنسور بی سیم، مدلسازی، میکروفون ممزی، سلف ممزی، تغذیه غیر فعال.	

DOI: <https://doi.org/10.22075/jme.2024.32355.2561>

© 2025 Published by Semnan University Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

۱- مقدمه

حوزه پزشکی مانند سمعک، کاربرد گسترده ای دارد. برای بی سیم نمودن سنسورها می توان از روش های فعال و غیرفعال استفاده کرد [۳-۷]. برخلاف دستگاه های فعال، حسگرهای بی سیم غیرفعال به منبع تغذیه داخلی یا به شکل باتری یا ژنراتور نیاز ندارند. اندازه سیستم فعال نسبت به سیستم غیرفعال بزرگتر است زیرا به علت وجود مدار پردازشگر در سیستم فعال، نیاز به سلف بزرگتر برای تامین توان مورد نیاز برای این مدار

استفاده از ادوات با تکنولوژی ممزی موجب کاهش قابل توجه ابعاد ساختار، کاهش هزینه، کاهش نویز و افزایش کیفیت مدارهای الکترونیکی می شود [۱ و ۲]. امروزه از سیستم های بی سیم به طور گسترده در کاربردهایی مانند تلفن سلولی، دستگاه های کنترل از راه دور، صفحه کلید بی سیم و تلویزیون ماهواره ای مورد استفاده قرار می گیرد. استفاده از میکروفون های بی سیم در

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: baganji@nit.ac.ir

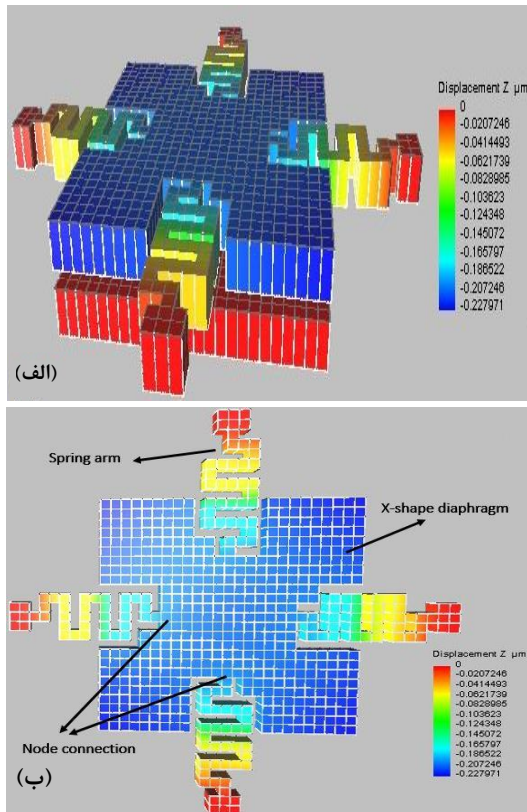
۱. دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران
 ۲. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

¹ Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS)² Wireless³ Pull-in Voltage⁴ Mutual Induction⁵ Passive

استناد به این مقاله:

حبیبی، حمیدرضا، عزیزالله گنجی، بهرام و جعفری تلوکلایی، رمضانعلی. (۱۴۰۴). طراحی، مدلسازی و شبیه سازی میکروفون خازنی ممز بی سیم. مدل سازی در مهندسی، ۲۳(۸۰)، ۲۰۸-۱۹۷. doi: 10.22075/jme.2024.32355.2561

در ولتاژهای پایین نیز حساسیت مناسبی دارد [۱۷]. ماده دیافراگم، ایکس شکل و از جنس آلومینیوم است و توسط چهار بازو فنری نگه داشته می‌شود. فاصله بین دو صفحه برابر $1\ \mu\text{m}$ است. مشخصات میکروفون پیشنهادی در جدول ۱ نشان داده شده است. شکل (۱) میکروفون پیشنهادی در این مقاله را نشان می‌دهد.



شکل ۱- (الف) ساختار کلی میکروفون (ب) دیافراگم میکروفون پیشنهادی

جدول ۱- مشخصات فیزیکی میکروفون پیشنهادی

Microphone parameters	
فاصله هوایی	$1\ \mu\text{m}$
ضخامت دیافراگم و بازوها	$2\ \mu\text{m}$
مساحت دیافراگم	$250 \times 250\ \mu\text{m}^2$
طول بازوها	$330\ \mu\text{m}$
پهنا بازوها	$10\ \mu\text{m}$
AL بانگ مودولوس	0.36
یانگ مودولوس AL	64 GPa

خواهیم داشت. از مزیت‌های سیستم فعال می‌توان به کیفیت بهتر و فاصله‌ی سنجش بیشتر سیگنال دریافتی اشاره کرد. در مقابل می‌توان به مدار ساده و ابعاد کوچکتر سیستم‌های غیرفعال اشاره نمود که در تکنولوژی ممز بسیار با اهمیت است [۱۳].

در سال‌های اخیر مطالعات گسترده‌ای برای بی‌سیم نمودن سنسورها انجام گرفته است. به عنوان نمونه، مرجع [۱۴] از سنسور فشار خازنی بی‌سیم فعال برای کاربرد پزشکی در درون بدن استفاده کرده است. در این سنسور از مدار کلید-خازنی استفاده شده است. مرجع [۱۵]، میکروفون را با استفاده از آنتن که بر روی یک صفحه پیزوالکتریک با پیوند سیمی^۶ قرار دارد، بی‌سیم کرده است. اطلاعات به روش موج آکوستیک سطحی^۷ منتقل می‌شود. این میکروفون برای کاربردهای پزشکی مناسب است. در مرجع [۱۶] از چندین میکروفون ممز آرایه‌ای، برای سنسور بی‌سیم استفاده شده است. این سنسور فعال است و مصرف توان بالا و مدیریت میکروفون‌های آرایه‌ای و نیاز به میکروکنترلر برای کنترل سنسور از ویژگی‌های این مرجع است.

خیلی از افراد به دلایل مختلف حاضر به استفاده از سمعک و نمایش ضعف شنوایی خود نیستند. بنابراین سمعک باید به گونه‌ای طراحی شود که دید سایر افراد حتی در کمترین فاصله پنهان باشد. در این مقاله ساختاری از میکروفون بی‌سیم را ارائه و مدل سازی می‌شود که کم مصرف بوده و با استفاده از القای متقابل و با یک سلف ممزی تغذیه می‌شود. هدف ما این است که ساختار نهایی در ابعاد تکنولوژی ممز باشد و دارای کمترین پیچیدگی و ارزان قیمت باشد. در نهایت ساختار مدل سازی خواهد شد تا روابط مورد نیاز برای طراحی سنسور برای کاربردهای مختلف محاسبه شود.

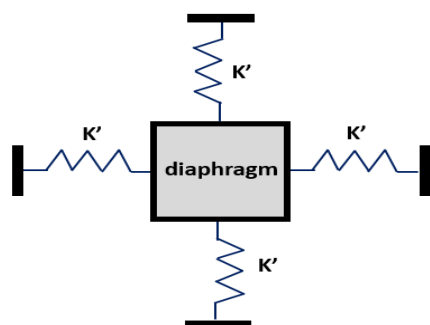
۲- طراحی، شبیه‌سازی و مدلسازی میکروفون پیشنهادی

در این قسمت ساختاری از میکروفون استفاده خواهد شد که ولتاژ پولین بسیار پایینی داشته و قابلیت تغذیه شدن توسط یک سلف ممزی به صورت غیر فعال را خواهد داشت. ولتاژ پولین کمتر برای میکروفون‌های خازنی یک مزیت مهم است. کاهش ولتاژ پولین به این معنی است که میکروفون

^۶ Wire-bonded

^۷ Surface Acoustic Wave (SAW)

$$K' = \frac{1}{K_1} + \frac{1}{K_2} + \frac{1}{K_3} \dots \frac{1}{K_{13}} \quad (2)$$



شکل ۳- ثابت فنر ترکیب شده

ثابت فنر کل دیافراگم (K_{eq}) می‌نامیم. این مقدار برابر مجموع ثابت فنرهای ترکیب شده‌است.

$$K_{eq} = 4K' \quad (3)$$

با جایگذاری پارامترهای میکروفون از جدول (۱) در روابط ۱ تا ۳، مقدار ثابت فنر معادل میکروفون تقریباً برابر ۵.۱ بدست می‌آید. سپس با استفاده از روابط زیر مقدار پارامترهای میکروفون مثل ولتاژ پولین، حساسیت مکانیکی و حساسیت مدار باز میکروفون محاسبه می‌شود [۱۷].

$$V_{pullin} = \sqrt{\frac{8K_{mod}d^3}{27\varepsilon A_{eff}}} = 1.63v \quad (4)$$

$$S_m = \frac{A_{eff}}{K_{eq}} = 12.25nm/pa \quad (5)$$

حساسیت مدار باز میکروفون یا ولتاژ خروجی میکروفون از رابطه زیر بدست می‌آید [۱۷].

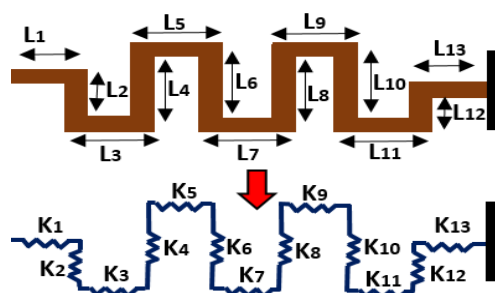
$$S_{oc} = S_m \times \frac{V_{mic}}{d} \quad (6)$$

با اعمال فاصله هوایی $d=1\mu m$ در رابطه بالا و در نظر گرفتن فشار صوت 1pa مقدار حساسیت مدار باز میکروفون برابر $S_{oc} = 0.01225 \times V_{mic}$ خواهد بود.

برای محاسبه فرکانس رزونانس از رابطه ۶ استفاده می‌شود. در این رابطه m جرم دیافراگم است. با توجه به اینکه مقدار چگالی، ضخامت و مساحت دیافراگم به ترتیب برابر $A=250 \times 250\mu m^2$ ، $t_3=2\mu m$ ، $\rho=2.6e3$ است. مقدار جرم دیافراگم حاصل ضرب چگالی در مساحت و ضخامت دیافراگم محاسبه می‌شود.

به دلیل پیوستگی ساختار میکروفون، یک نیروی کشسانی بر ساختار وجود دارد. هریک از بازوها چهارگانه از چندین ثابت فنر تشکیل شدند. ثابت های فنری را به صورت K_1 ، K_2 ، ... و K_{13} نام گذاری می‌کنیم. به دلیل جابجایی یکسان، ثابت های فنری با یکدیگر سری هستند. بنابراین با مدل‌سازی مکانیکی دیافراگم، هر بخش از بازو با یک فنر مدل‌سازی می‌شود. با توجه به پیوستگی مقاطع مختلف و اصل برهم نهی برای سیستم‌های خطی، ثابت فنر معادل سازه به دست می‌آید [۱۷].

سیستم به دلیل ناچیز بودن جرم و میرایی فنرها به صوت خطی در نظر گرفته می‌شود. یک سیستم خطی اصل برهم نهی را تایید می‌کند. خمش دیافراگم فقط در جهت محور Z در نظر گرفته می‌شود. بنابراین فنرها در جهت محور Z مدل می‌شوند. ابتدا ثابت فنر هر بازو را جداگانه محاسبه می‌کنیم و سپس با استفاده از آن سایر پارامترهای میکروفون را محاسبه می‌کنیم. شکل (۲) مدل‌سازی یک بازو دیافراگم به ۱۳ ثابت فنر را نشان می‌دهد.



شکل ۲- مدل‌سازی فنر برای یک بازوی دیافراگم

ثابت های فنر K_1 ، K_2 ، ... K_{13} با استفاده از معادله اولیویر-برنولی برای فنرها به دست می‌آیند [۱۷].

$$K_1 = \frac{E.W_1.t_1^3}{L_1^3} \dots , K_{13} = \frac{E.W_{13}.t_{13}^3}{L_{13}^3} \quad (1)$$

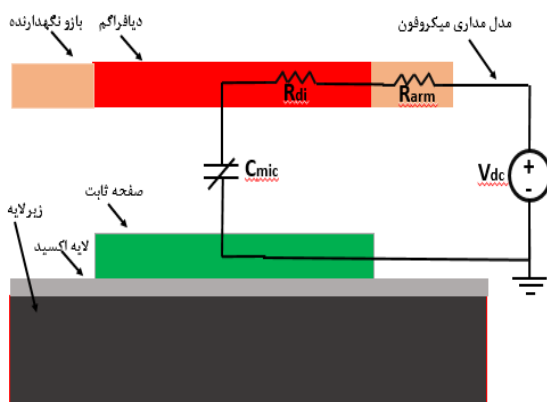
در رابطه بالا E یانگ مودولوس، t ضخامت، W پهنا و L طول هر بخش از بازوها است. ضخامت و پهناى همه بخش ها مساوی بوده و به ترتیب برابر $2\mu m$ و $10\mu m$ است. طول هر بخش از بازوها به ترتیب برابر $L_1=10\mu m$ ، $L_2=L_3=L_5=L_7=L_{12}=L_{11}=L_9=L_{13}=20\mu m$ ، $L_4=L_6=L_8=L_{10}=40\mu m$ ، همانطور که قبلا اشاره کردیم به دلیل جابجایی یکسان، ثابت های فنری با یکدیگر سری هستند. بنابراین ثابت فنر برای ترکیب فنرها به صورت زیر بدست می‌آید. شکل (۳) ثابت فنر ترکیب شده را نشان می‌دهد.

شبهه‌سازی و آنالیز نشان می‌دهد. شیب این نمودار نشان دهنده مقدار حساسیت مکانیکی میکروفون است. در ولتاژ بایاس صفر مقدار حساسیت مکانیکی برابر 16 nm/pa است. این مقدار با افزایش ولتاژ دوسر میکروفون به اندازه ولتاژ میکروفون افزایش می‌یابد. این میزان حساسیت مقدار قابل توجهی است و به میکروفون این امکان را می‌دهد که در ولتاژ پایین (در حدود 100 mW) نیز حساسیت مدار باز مناسبی داشته باشد.

نمودار شکل (۴-ج) فرکانس رزونانس میکروفون بر حسب ولتاژ بایاس را برای حالت‌های شبهه‌سازی و آنالیز نشان می‌دهد. مقدار فرکانس رزونانس میکروفون از 21 KHz در ولتاژهای نزدیک به صفر تا حدود 19 KHz در محدوده ولتاژ پولین متغیر است.

۲-۲- مدل‌سازی مداری میکروفون

شکل (۵) مدار معادل الکتریکی میکروفون نشان می‌دهد. این مدل از یک خازن متغیر و دو مقاومت تشکیل شده است. خازن همان خازن متغیر تشکیل شده توسط صفحات میکروفون است و دو مقاومت شامل مقاومت اهمی بازوها و دیافراگم است [۱۸ و ۱۹].



شکل ۵- مدار معادل الکتریکی میکروفون

نحوه محاسبه خازن و مقاومت مدار معادل میکروفون به صورت زیر است:

$$C_{mic} = \epsilon_0 \frac{A_{di}}{d} = 8.85 \cdot 10^{-12} \times \frac{(250 \cdot 10^{-6})^2}{1 \cdot 10^{-6}} = 0.55 \text{ pF} \quad (8)$$

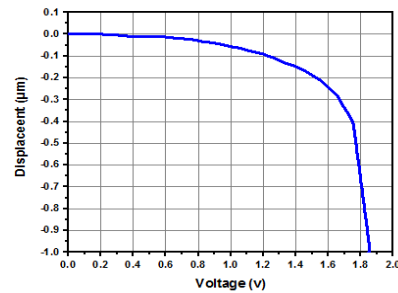
$$R_{di} = \rho_{AL} \frac{L_{di}}{A_{di}} = 2.82 \cdot 10^{-8} \times \frac{250 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot 10^{-6} \times 250 \cdot 10^{-6}} = 0.014 \Omega \quad (9)$$

$$R_{arm} = \rho_{AL} \frac{L_{arm}}{A_{arm}} = 2.82 \cdot 10^{-8} \times \frac{330 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot 10^{-6} \times 10 \cdot 10^{-5}} = 0.46 \Omega \quad (10)$$

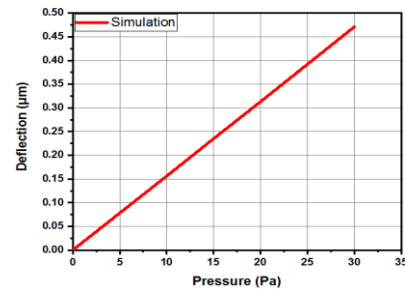
$$Fr = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{Keq}{m}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{Keq}{\rho \times A \times t}} = 19.8 \text{ KHz} \quad (7)$$

۲-۱- شبهه‌سازی میکروفون

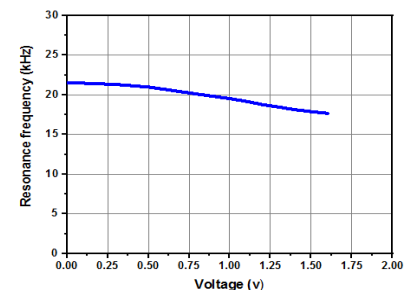
ساختار میکروفون در نرم افزار intellisuite شبهه‌سازی شده است. نتایج شبهه‌سازی در شکل (۴) نشان داده شده است.



(الف)



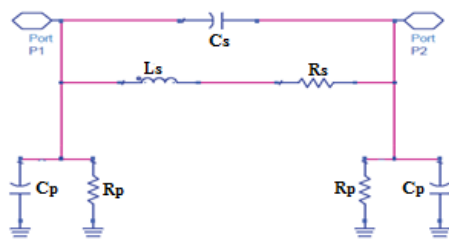
(ب)



(ج)

شکل ۴- نتایج شبهه‌سازی میکروفون-الف نمودار جابجایی دیافراگم بر حسب ولتاژ اعمالی ب-جابجایی دیافراگم بر حسب فشار صوتی ج-فرکانس رزونانس میکروفون بر حسب ولتاژ

در شکل (۴-الف) نمودار جابجایی دیافراگم بر حسب ولتاژ اعمالی نشان داده شده است. دیافراگم یک سوم فاصله هوایی را در ولتاژ 1.7 V طی می‌کند. بنابراین مقدار ولتاژ پولین برابر 1.7 V است. که با دقت بالایی با نتایج تحلیل مطابقت دارد. نمودار شکل (۴-ب) جابجایی دیافراگم بر حسب فشار صوتی اعمالی به آن را در ولتاژ بایاس 0 V و تحت فشارهای صوتی 0 تا 30 پاسگال را در حالت‌های



شکل ۷ - مدار معادل سلف روی بستر

C_p و R_p از رابطه زیر بدست می‌آیند.

$$C_p = C_{ox} \left(\frac{1 + W^2 \cdot R_{sub}^2 \cdot C_{sub} (C_{ox} + C_{sub})^2}{1 + W^2 \cdot R_{sub}^2 (C_{ox} + C_{sub})^2} \right) \quad (11)$$

$$R_p = \frac{1}{W^2 \cdot R_{sub} \cdot C_{ox}^2} + R_{sub} \left(\frac{C_{ox} + C_{sub}}{C_{ox}} \right)^2 \quad (12)$$

مقاومت و ظرفیت زیرلایه سیلیکونی از رابطه زیر بدست می‌آید.

$$R_{sub} = \frac{2}{WLG_0} \quad (13)$$

$$C_{sub} = \frac{WLC_0}{2} \quad (14)$$

در رابطه بالا، G_0 (fitting parameter) و C_0 رسانایی و ظرفیت زیرلایه در واحد سطح است که وابسته به خصوصیات فیزیکی زیرلایه هستند و به ترتیب مقداری برابر $10^{-7} S/\mu m^2$ و $10^{-2} - 10^{-3} fF/\mu m^2$ خواهند داشت. خازن اکسید از رابطه زیر بدست می‌شود.

$$C_{ox} = WL \frac{\epsilon_{ox}}{2t_{ox}} \quad (15)$$

در رابطه بالا t_{ox} ضخامت لایه ی عایق (فاصله ی بین بستر و سیمپیچ) و ϵ_{ox} ضریب گذردهی الکتریکی لایه عایق است. معمولاً لایه ی جدا کننده از جنس سیلیکن دی اکسید می‌باشد و مقدار آن برابر ۳.۹ است.

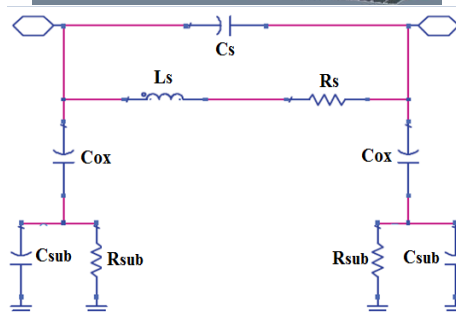
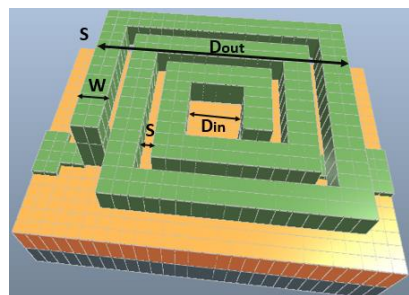
خازن همپوشانی برحسب فاصله ی بین دو تا رشته از سیمپیچ (S) و تعداد دور حلقه‌ها (n) به صورت زیر است.

$$C_s = n.t.L \frac{\epsilon_0}{S} \quad (16)$$

مقاومت سری سلف، تابعی از طول و عرض سیمپیچ و مشخصات فیزیکی فلز شامل چگالی (ρ)، ضریب نفوذ پذیری مناطیسی (μ) و همچنین فرکانس (F) است و از رابطه زیر بدست می‌آید.

۳- طراحی و مدل‌سازی سلف ممزی :

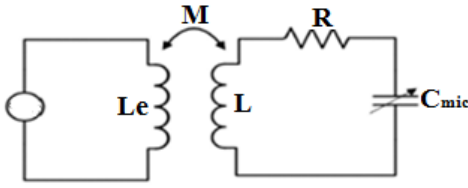
سلف ممزی spiral را برای تغذیه و انتقال اطلاعات میکروفون در نظر گرفتیم. این سلف به همراه مدار معادل الکتریکی آن در شکل (۶) نشان داده شده‌است. این مدل علاوه بر اندوکتانس خود سلف، شامل خازن‌ها و مقاومت‌های پارازیتی است.

شکل ۶- شماتیک سلف ممزی به همراه مدل π سلف [۲۰]

L_s مقدار اندوکتانس سلف است و مقاومت اهمی سیم با R_s مدل می‌شود. همپوشانی بین سیم پیچ و زیرگذر امکان اتصال خازنی مستقیم بین دو پایانه سلف را فراهم می‌کند. این خازن با ظرفیت کوپلینگ (C_c) مدل‌سازی می‌شود. ظرفیت معادل بین سیم پیچ و بستر توسط (C_{ox}) مدل شده است. مقاومت و ظرفیت زیرلایه سیلیکونی توسط (R_{sub}) و (C_{sub}) مدل می‌شود.

پارامترهای طراحی عبارتند از عرض خط (W)، فاصله بین پیچ‌ها (S)، تعداد دور (n)، شکل سیم پیچ سلف، ضخامت فلز (t)، قطر خارجی (D_{out})، قطر داخلی (D_{in}) و طول کل سلف (L) که مقدار اندوکتانس و ضریب کیفیت سلف را تعیین می‌کند. جهت سهولت محاسبات و تحلیل، خازن‌های C_{ox} و C_{sub} و مقاومت R_{sub} را باهم ترکیب کرده و توسط خازن C_p و مقاومت R_p به شکل موازی نمایش می‌دهیم. شکل (۷) مدار معادل ساده شده سلف را نشان می‌دهد.

بود.



شکل ۸- مدار معادل کلی سنسور

فرکانس رزونانس سنسور به خاطر تغییرات اندک خازنی میکروفون، تقریباً ثابت است. در حالت کلی با فرض ناچیز بودن مقاومت سلف داخلی به صورت زیر بیان می‌شود.

$$F_{res} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{LC} - \frac{R^2}{L^2}} \cong \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad \text{if } R^2 \ll \frac{L}{C} \quad (23)$$

$Z(w)$ امپدانس خارجی میکروفون و Zs امپدانس داخلی میکروفون است و به صورت زیر محاسبه می‌شوند.

$$Zs = R + jWL + \frac{1}{jWC} \quad (24)$$

$$Z(w) = jWLe + \frac{(WM)^2}{Zs(w)} \quad (25)$$

در رابطه بالا M ضریب تزویج بین دو سلف داخلی و خارجی بوده و تابع فاصله بین آنهاست و به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$M = K(x)\sqrt{LeL} \quad (26)$$

k تابعی از شعاع داخلی سلف داخلی (r_{coil})، شعاع داخلی سلف خارجی (r_{ext}) و فاصله بین آنها (x) است و به صورت زیر محاسبه می‌شود [۲۲].

$$K(x) \cong \frac{r_{coil}^2 \times r_{ext}^2}{(\sqrt{x^2 + r_{ext}^2})^3 \cdot \sqrt{r_{coil} \times r_{ext}}} \quad (27)$$

مقدار x با مشتق‌گیری $k(x)$ نسبت به r_{ext} و برابر صفر قرار دادن آن، تعیین می‌گردد. رابطه بین شعاع داخلی سلف خارجی و فاصله بین سلف‌ها (x) نیز به صورت زیر است [۲۲].

$$r_{ext} = \frac{x}{\sqrt{2}} \quad (28)$$

برای محاسبه فرکانس رزونانس سنسور از شیب فاز امپدانس معادل مدار خارجی استفاده می‌کنیم. شیب فاز امپدانس معادل مدار خارجی از رابطه زیر محاسبه می‌شود

$$R_s = \sqrt{\rho\pi\mu f} \frac{L}{W} \quad (17)$$

اندوکتانس کل نیز تابعی از طول، عرض و ضخامت رشته سیم و ضریب کیفیت است [۲۱ و ۲۰].

$$L_s = 0.63\mu_0 \cdot N^2 \cdot D_{avg} \cdot (Ln \frac{2.07}{\rho} + 0.18\rho + 0.13\rho^2) \quad (18)$$

$$\rho = \frac{D_{out} - D_{in}}{D_{out} + D_{in}} \quad (19)$$

$$D_{avg} = \frac{D_{out} + D_{in}}{2} \quad (20)$$

D_{out} قطر خارجی و D_{in} قطر داخلی سلف هستند که در شکل (۶) مشخص شده‌است. همچنین D_{avg} میانگین قطر، ρ fill ratio است که به ترتیب از روابط ۱۸ و ۱۹ محاسبه می‌گردند. عملکرد یک سلف توسط ضریب کیفیت آن تعیین می‌گردد ضریب کیفیت از رابطه زیر بدست می‌آید [۲۱ و ۲۰].

$$Q = \frac{W \cdot L_s}{R_s} \cdot \frac{Rp \cdot [1 - (CS + Cp) \cdot (\frac{R_s}{L_s} + W \cdot L_s^2)]}{Rp + [(W \cdot L_s)^2 + 1] R_s} \quad (21)$$

امپدانس سلف ممزی از دید دو سر آن در شکل (۷) با استفاده از معادلات KVL و KCL به صورت زیر بدست می‌آید.

$$Z_L = \frac{2R_s \cdot R_p + jW(2R_p \cdot L)}{(2R_s + R_p - LR_p W^2(2C_p + C_s)) + jW(2L + R_s R_p(2C_p + C_s))} \quad (22)$$

۴- طراحی و مدل‌سازی سنسور :

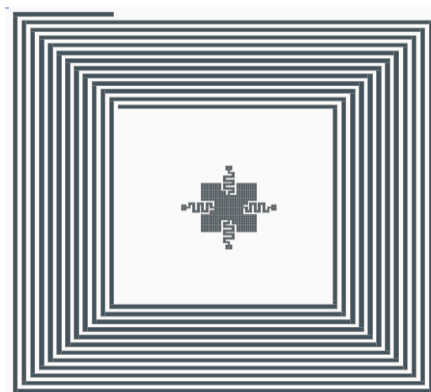
در شکل (۸) نمای کلی از سنسور بی‌سیم ممزی پیشنهادی در این مقاله را نشان می‌دهد. در این حالت میکروفون با یک سلف داخلی ممز سری شده‌است این سلف وظیفه تغذیه میکروفون و ارسال اطلاعات میکروفون را بر عهده‌دارد. سلف خارجی Le توان دریافتی از منبع را از طریق تزویج و با ضریب تزویج M به سلف داخلی انتقال می‌دهد و اطلاعات میکروفون را نیز دریافت می‌کند و به مدار پردازنده تحویل می‌دهد. مقاومت R مقاومت داخلی سلف است. سنسور با ولتاژ DC کار می‌کند. میکروفون با فرکانس W نوسان می‌کند و موجب ایجاد سیگنال AC می‌شود. بنابراین در تحلیل، سلف را به صورت مدار معادل AC تحلیل کنیم. با توجه به اینکه میکروفون پیشنهادی ولتای پولین کمی دارد و اینکه طبق نتایج شبیه سازی در شکل (۴) قابلیت کارکرد در ولتاژ پایین را دارد، روش تغذیه غیرفعال مناسب خواهد

در نظر می‌گیریم. برای دستیابی به اندازه سلف مورد نظر، سلفی با ابعاد $w=20\mu m$ ، $t=20\mu m$ ، $S=20\mu m$ و $D_{out}=200\mu m$ را در نظر می‌گیریم. با این ابعاد، میکروفون به راحتی در وسط این سلف قرار می‌گیرد. حال دو پارامتر مجهول توسط روابط ۱۸ و ۱۹ تعیین می‌گردد.

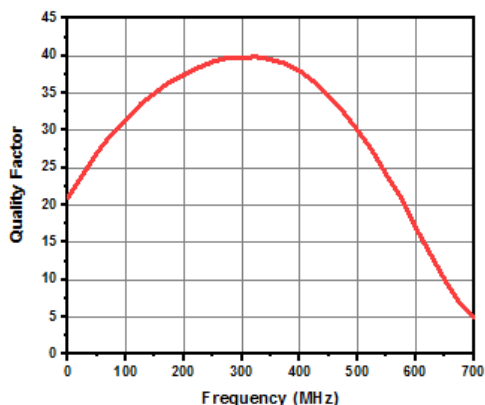
$$\rho = \frac{D_{out} - D_{in}}{D_{out} + D_{in}} = 0.34$$

$$D_{avg} = \frac{D_{out} + D_{in}}{2} = 1500e-6$$

در نهایت تنها پارامتر مانده برای طراحی یعنی تعداد دور سلف (n) با استفاده از رابطه ۱۷ برابر ۱۱.۲۴ بدست خواهد آمد. با توجه به اینکه مقدار حداقل سلف مورد نیاز را حساب کردیم، تعداد دور را برابر ۱۲ انتخاب می‌کنیم. طول رشته سلف برابر ۵۸.۵۶mm می‌شود. در شکل (۹) سلف را به همراه نمای کلی سنسور را نشان می‌دهد. همانطور که مشخص است میکروفون در وسط آن قرار می‌گیرد تا ابعاد سنسور حداقل باشد در نتیجه ابعاد سنسور با ابعاد سلف برابر خواهد بود.



شکل ۹- نمای کلی از سنسور طراحی شده



شکل ۱۰- ضریب کیفیت سلف

[۲۳].

$$\Delta Z(w) = 90 - \arctan\left(\frac{\text{Im}(Z(w))}{\text{Re}(Z(w))}\right) \quad (29)$$

با جایگذاری مقدار حقیقی و موهومی امپدانس کل می‌توان رابطه شیب فاز امپدانس معادل را بر حسب ضریب کیفیت کل سنسور (Q) نوشت.

$$\Delta Z(w) = \arctan\left(\frac{W_0 K^2 L L_e}{R L_e}\right) = \arctan(Q K^2) \quad (30)$$

۴-۱- طراحی سنسور برای سمعک :

می‌خواهیم سنسور را برای استفاده در سمعک گوش طراحی کنیم. قبل از طراحی سلف، ابتدا باید مقدار ضریب کیفیت و اندوکتانس مورد نظر برای طراحی را به دست آوریم. فاصله‌ی بین دو سیمپیچ داخلی و خارجی براساس فاصله مجرای گوش برابر ۲cm در نظر گرفته می‌شود.

طبق تحقیقات پزشکی انجام شده، برای جلوگیری از آسیب به بدن فرکانس سنسور باید کمتر از ۴۰۰MHz و حداقل شیب فاز امپدانس باید ۰.۱ درجه باشد. با استفاده از رابطه ۲۷ مقدار شعاع سلف خارجی محاسبه می‌شود.

$$r_{ext} = \frac{x}{\sqrt{2}} = \frac{2cm}{\sqrt{2}} = 1.4cm$$

براساس طراحی انجام شده مقدار k طبق رابطه ۲۶ محاسبه می‌شود.

$$K(x) = 0.0066$$

با استفاده از رابطه ۳۰ مقدار حداقل ضریب کیفیت مورد نیاز محاسبه می‌شود.

$$Q = \frac{\tan(\Delta z(w))}{K(x)^2} = \frac{\tan(0.1)}{0.0066^2} = 39$$

طبق این نتیجه می‌توان گفت برای عملی شدن این طرح نیاز به ضریب کیفیت ۳۹ داریم. ثانیاً باید فرکانس کلی ساختار داخل بدن کمتر از ۴۰۰ MHz گردد. با توجه به اینکه مقدار خازن میکروفون برابر ۰.۵۵ pF است حداقل اندازه مورد نیاز سلف بدست می‌آید [۲۴].

$$F_{res} \square \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \Rightarrow L = \frac{1}{4\pi^2 \cdot F_{res}^2 \cdot C} = 286nH$$

طبق این نتیجه می‌توان گفت حداقل اندوکتانس مورد نیاز برای طراحی ۲۸۶ نانوهنری است. با توجه به امپدانس دیده شده از دوسر سلف ممزی و رابطه ۲۲، مقدار سلف نهایی در اثر المان‌های پارازیتی از اندازه خود بزرگتر خواهد بود. بنابراین با اطمینان بالا حداقل مقدار مورد نیاز را در طراحی

عناصر و دمای محیط بستگی دارد. مقدار نویز مقاومتی، از رابطه ۳۲ بدست می آید.

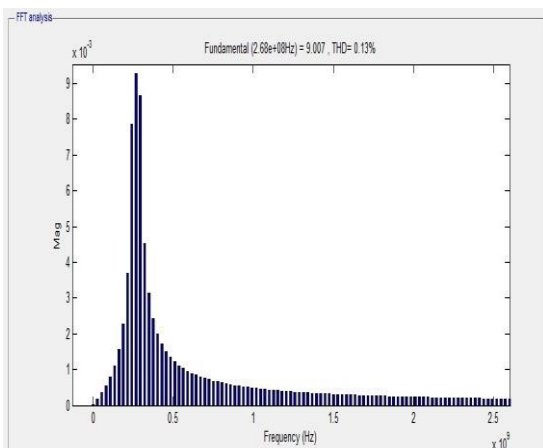
$$Vn_{(rms)} = \sqrt{4KT.R.B_w} \quad (33)$$

R مقاومت کل سنسور، B_w پهنای باند، K ثابت بولتزمن و T دمای محیط است. مقدار نویز سنسور در پهنای باند ۲۰ KHz و دمای ۳۰۰ کلوین برابر ۱۲۸ nV بدست می آید.

سیگنال تولید شده توسط میکروفون در فشار ۱pa و ولتاژ موثر ۰.۱V با استفاده از رابطه ۶ برابر ۱.۲۲۵ mV است. نسبت سیگنال به نویز سنسور از رابطه زیر بدست می آید.

$$SNR = 10 \log \left(\frac{V^2 s_{(rms)}}{V^2 n_{(rms)}} \right) = 79.6 \text{ db} \quad (34)$$

در تکنولوژی ممز، نیروهای الکترواستاتیک معمولاً مسئول حرکت قطعات مکانیکی هستند. این نیروها در ابعاد میکرو، بسیار پایدار و قابل پیش‌بینی هستند. در مقیاس میکرو، تغییرات بسیار کوچک در ولتاژ یا جریان می‌تواند به تغییرات قابل توجهی در موقعیت یا رفتار مکانیکی منجر شود، که باعث می‌شود رفتار خطی‌تری داشته باشند. میکروفن‌هایی که دارای تغییرات خازنی کمتر و دقیق‌تر هستند، معمولاً پاسخ خطی بهتری دارند. بیشتر صداها محیط نیروی کمتر از یک پاسگال را به میکروفون وارد می‌کنند. با توجه به نمودار (۴-ب) و رابطه ۶، تغییرات خازنی میکروفون حدود ۵٪ خواهد بود. بنابراین میزان THD سنسور بسیار ناچیز خواهد بود. سنسور در نرم‌افزار متلب شبیه‌سازی شده‌است. مقدار THD سنسور در فرکانس ۲۸۶MHz برابر ۰.۱۳٪ است.



شکل ۱۱- محاسبه THD سنسور پیشنهادی

شکل (۱۰) نمودار ضریب کیفیت سلف بر حسب فرکانس را نشان می‌دهد. همانطور که انتظار داشتیم مقدار ضریب کیفیت در محدوده فرکانس مورد نظر در حدود ۳۹ است. بنابراین می‌توان از آن در سنسور استفاده کرد.

ضریب کیفیت در فرکانس ۳۰۰ MHz به حداکثر مقدار خود یعنی ۴۰ میرسد. بنابراین فرکانس سلف القایی را ۳۰۰ MHz در نظر می‌گیریم. با استفاده از معادلات ۱۰-۱۶ مقدار پارامترهای مدار معادل سلف محاسبه می‌شود. جدول ۲ پارامترها محاسبه شده را نشان می‌دهد. از آنجایی که سلف در انواع مدارهای مجتمع اعمال می‌شود، بستر سلیکونی با گذردهی $\epsilon_r = 11.7$ انتخاب می‌شود. لایه عایق با ضخامت $50 \mu\text{m}$ و از جنس اکسید سلیکون با ضریب گذردهی $\epsilon_r = 3.9$ است.

جدول ۲- مقدار محاسبه شده پارامترهای سلف

Rsub	Csub	Cox	Cs	Rs	Ls
17Ω	5.85fF	0.404 pF	6.22fF	16.8Ω	268nH

با استفاده از جدول ۲ و رابطه ۲۱، مدار معادل ساده شده برای سلف ممزی بدست می‌آید. سلف در فرکانس ۳۰۰ MHz از خود رفتار سلفی-مقاومتی نشان می‌دهد. مقدار معادل سلف و مقاومت آن به ترتیب برابر $L_L = 439 \text{ nH}$ و $R_L = 49 \Omega$ است. این المان‌ها با مدار معادل میکروفون سری هستند و تشکیل یک مدار RLC سری می‌دهند. با استفاده از این نتایج فرکانس زونانس سنسور برابر ۳۲۴MHz است.

پهنای باند یک مدار RLC سری به صورت زیر بدست می‌آید [۲۲].

$$B_w = \frac{R}{2\pi L} = 17.8 \text{ MHz} \quad (31)$$

۲-۴- محاسبه توان مصرفی، SNR و THD سنسور :
توان تلفاتی سنسور برابر است با نسبت مربع ولتاژ ورودی به سنسور به مقاومت کل سنسور. با فرض ولتاژ ورودی ۱۰۰mW مقدار توان مصرفی سنسور به صورت زیر بدست می‌آید.

$$P(at V=0.1v) = \frac{V^2}{R} = 204 \text{ mW} \quad (32)$$

سنسور از عناصر غیرفعال و در ابعاد میکرومتر تشکیل شده‌است. این عناصر نویز ذاتی کمی دارند و معمولاً شامل نویز حرارتی هستند که مقدار آن به مقاومت الکتریکی

۵- مقایسه با کارهای گذشته

به علت عدم وجود سنسور مشابه برای میکروفون، تنها پارامترهای میکروفون پیشنهادی با مقاله‌های مشابه، در جدول ۳ مقایسه شده است. پارامترهای مهم میکروفون مانند ولتاژ پولین، حساسیت و ابعاد در این جدول قرار داده شده است.

جدول ۳- مقایسه میکروفون این مقاله با کارهای مشابه

مرجع	ابعاد	حساسیت ($\frac{mV}{Pa}$)	ولتاژ پولین	بهنای باند
میکروفون پیشنهادی	$250 \times 250 \mu m^2$	12.25 at $V=1v$ 1.225 at $V=0.1$	1.62 v	1-21K Hz
[25]	$5 \times 5 mm^2$	10 at $V=10v$	80v	1-21K Hz
[26]	$\pi \times (20)^2 \mu m^2$	0.035	14.6 v	1-21K Hz
[27]	$\pi \times (270)^2 \mu m^2$	9.5 at $V=10v$	15 v	1-21K Hz
[28]	$\pi \times (450)^2 \mu m^2$	at $V=12v$ 12.58	20	1-21K Hz
[29]	$300 \times 300 \mu m^2$	at $V=1.35v$ 9.8	2.25	1-21K Hz

ولتاژ پولین میکروفون نسبت به کارهای مشابه بسیار کاهش یافته است. این ویژگی به طراح این امکان را می‌دهد که بتواند از میکروفون در ولتاژهای پایین نیز استفاده کند. این ویژگی‌ها در وضعیتی است که ابعاد میکروفون نیز کاهش قابل توجه یافته است.

۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله، یک ساختار جدید از میکروفون خازنی ممز بی‌سیم طراحی و مدل‌سازی گردید. میکروفون پیشنهادی قابلیت استفاده در ولتاژهای پایین را دارد. مدل‌سازی مداری با المان‌های فشرده RLC امکان دستیابی به یک مدل مداری را فراهم کرد که به راحتی می‌توان سنسور را برای

مراجع

- [1] H.F. Liu, Z.C. Luo, Z.K. Hu, S.Q. Yang, L.C. Tu, Z.B. Zhou, and M. Kraft. "A review of high-performance MEMS sensors for resource exploration and geophysical applications." *Petroleum Science* 19, no. 6 (2022): 2631-2648.
- [2] X. Ru, N. Gu, H. Shang, and H. Zhang. "MEMS inertial sensor calibration technology: Current status and future trends." *Micromachines* 13, no. 6 (2022): 879.
- [3] M. Farsi, and K. Monfaredi. "Design and Simulation of Second Order Sigma-Delta Modulator with Very High Precision and Low Power Consumption for Medical Applications." *Journal of Modeling in Engineering* 16, no. 55 (2018): 191-197. (in Persian)
- [4] P. Neamatollahi. "Qualitative Evaluation of Clusters in Wireless Sensor Networks Using Fuzzy Logic." *Journal of Modeling in Engineering* 21, no. 73 (2023): 93-102. (in Persian)
- [5] S. Valizade Alavi, and N. Amjady. "Anti-Hazard wrist strap with the capability of sensing phase to phase electrocution by using of RF transceivers modules." *Journal of Modeling in Engineering* 15, no. 51 (2017): 147-157. (in Persian)

کاربردها و فاصله‌های مختلف طراحی کرد. سنسور بسیار کم نویز و کم توان بوده و سیگنال به نویز و توان مصرفی آن به ازای ورودی ولتاژ 100 mV برابر 79.6 dB و 204 mW است. ابعاد نهایی سنسور برابر $2 \times 2\text{ mm}^2$ بوده سنسور مورد نظر برای کاربرد پزشکی و استفاده در سمعک طراحی شد، که در این طراحی از میکروفون کم‌ولتاژ بهره‌برداری شده و طراحی تنها برای سلف انجام شد. نتیجه نهایی، سنسوری با ابعاد بسیار کم و کیفیت بالا بود که برای انواع کاربردهای پزشکی مناسب است.

تعارض منافع:

نویسندگان اعلام می‌کنند که در مورد انتشار این مقاله تعارض منافع وجود ندارد.

تاییدیه اخلاقی:

نویسندگان متعهد میشوند که مطالب این مقاله را در هیچ مجله دیگری به چاپ نرسانده‌اند.

مشارکت‌های نویسندگان:

حمیدرضا حبیبی: تحلیل بخش الکترونیکی - نوشتن مقاله - نگارش مقاله - انجام شبیه‌سازی

بهرام عزیزالله گنجی: تحلیل بخش الکترونیکی - انجام شبیه‌سازی - صحت‌سنجی نتایج

رمضانعلی جعفری تلوکلائی: تحلیل بخش مکانیکی - بررسی و ویرایش

منابع مالی

هیچ گونه منابع مالی برای انجام این مقاله وجود ندارد.

- [6] M. Hajiee, M. Fartash, N. Osati Eraghi. "A Trust and Energy-Aware Based Routing Approach in Wireless Sensor Networks Using ODMA Algorithm." *Journal of Modeling in Engineering* 19, no. 67 (2021): 207-221. (in Persian)
- [7] J. Park, J.K. Kim, S.J. Patil, J.K. Park, S. Park, and D.W. Lee. "A wireless pressure sensor integrated with a biodegradable polymer stent for biomedical applications." *Sensors* 16, no. 6 (2016): 809.
- [8] K.C. Katuri, S. Asrani, and M.K. Ramasubramanian. "Intraocular pressure monitoring sensors." *IEEE Sensors Journal* 8, no. 1 (2008): 12-19.
- [9] J.A. Potkay. "Long term, implantable blood pressure monitoring systems." *Biomedical Microdevices* 10 (2008): 379-392.
- [10] P. Cong. "Wireless batteryless in vivo blood pressure sensing microsystem for small laboratory animal real-time monitoring." PhD diss, Case Western Reserve University, 2008.
- [11] B. Nie, R. Huang, T. Yao, Y. Zhang, Y. Miao, C. Liu, J. Liu, and X. Chen. "Textile-based wireless pressure sensor array for human-interactive sensing." *Advanced Functional Materials* 29, no. 22 (2019): 1808786.
- [12] M.A. Fonseca, J.M. English, M. Von Arx, and M.G. Allen. "Wireless micromachined ceramic pressure sensor for high-temperature applications." *Journal of Microelectromechanical Systems* 11, no. 4 (2002): 337-343.
- [13] Q. Tan, H. Kang, J. Xiong, L. Qin, W. Zhang, C. Li, L. Ding, X. Zhang, and M. Yang. "A wireless passive pressure microsensor fabricated in HTCC MEMS technology for harsh environments." *Sensors* 13, no. 8 (2013): 9896-9908.
- [14] P. Cong, W.H. Ko, and D.J. Young. "Wireless batteryless implantable blood pressure monitoring microsystem for small laboratory animals." *IEEE Sensors Journal* 10, no. 2 (2009): 243-254.
- [15] A.S. Sezen, S. Sivaramakrishnan, S. Hur, R. Rajamani, W. Robbins, and B.J. Nelson. "Passive wireless MEMS microphones for biomedical applications." (2005): 1030-1034.
- [16] G. Ottoy, B. Thoen, and L. De Strycker. "A low-power MEMS microphone array for wireless acoustic sensors." In *2016 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, pp. 1-6. IEEE, 2016.
- [17] B. Azizollah Ganji, and S. Babaei Sedaghat. "Design of MEMS Frog shape Microphone with High Sensitivity and low voltage using PSO Algorithm." *Journal of Modeling in Engineering* 17, no. 59 (2019): 141-151. (in Persian)
- [18] S. Chowdhury, G.A. Jullien, M.A. Ahmadi, W.C. Miller, D.J. Keating, and N. Finch. "Acoustic and magnetic MEMS components for a hearing aid instrument." In *Design, Test, Integration, and Packaging of MEMS/MOEMS*, vol. 4019, pp. 122-133. SPIE, 2000.
- [19] K. Van Caekenberghe. "Modeling rf mems devices." *IEEE Microwave Magazine* 13, no. 1 (2012): 83-110.
- [20] P. Pirouznia, and B. Azizollah Ganji. "Analytical optimization of high performance and high quality factor MEMS spiral inductor." *Progress In Electromagnetics Research M* 34 (2014): 171-179.
- [21] S.S. Mohan. The design, modeling and optimization of on-chip inductor and transformer circuits. Stanford University, 2000.
- [22] K. Finkenzeller. RFID handbook: fundamentals and applications in contactless smart cards, radio frequency identification and near-field communication. John wiley & sons, 2010.
- [23] N. Xue, S.P. Chang, and J.B. Lee. "A SU-8-based microfabricated implantable inductively coupled passive RF wireless intraocular pressure sensor." *Journal of Microelectromechanical Systems* 21, no. 6 (2012): 1338-1346.
- [24] L. Yu, B.J. Kim, and E. Meng. "Chronically implanted pressure sensors: challenges and state of the field." *Sensors* 14, no. 11 (2014): 20620-20644.
- [25] G.S. Wood, A. Torin, A.K. Al-mashaal, L.S. Smith, E. Mastropaolo, M.J. Newton, and R. Cheung. "Design and characterization of a micro-fabricated graphene-based MEMS microphone." *IEEE Sensors Journal* 19, no. 17 (2019): 7234-7242.
- [26] H.M. Mustapha, M.M. Wee, A.R. Zain, and MOHD AMBRI Mohamed. "Characterization of graphene based capacitive microphone." *Sains Malaysiana* 48, no. 6 (2019): 1201-1207.
- [27] B.H. Kim, and H.S. Lee. "Acoustical-thermal noise in a capacitive MEMS microphone." *IEEE Sensors Journal* 15, no. 12 (2015): 6853-6860.

[28] A. Dehé, M. Wurzer, M. Földner, and U. Krumbein. "Design of a poly silicon MEMS microphone for high signal-to-noise ratio." In *2013 Proceedings of the European Solid-State Device Research Conference (ESSDERC)*, pp. 292-295. IEEE, 2013.

[29] S. Babaei Sedaghat, B. Azizolla Ganji, and R. Ansari. "Design and modeling of a frog-shape MEMS capacitive microphone using SOI technology." *Microsystem Technologies* 24 (2018): 1061-1070.