



## An analysis of the capacitance created in capacitive power transfer devices used for Medical Implants

Siamak Zargari <sup>1</sup>, Mohsen Moezzi <sup>\*2</sup>

<sup>1</sup> PhD Student, Department of Electrical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran.

<sup>2</sup> Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran.

### ARTICLE INFO

#### Article Type:

Original Research

**Received:** 08.07.2024

**Revised:** 31.10.2024

**Accepted:** 13.01.2025

#### Keyword:

Capacitive Power Transfer  
Medical Implants  
Fring Capacitor  
Parallel Plate Capacitor  
Conformal Mapping

#### \*Corresponding Author:

Mohsen Moezzi

**Email:** [moezzi@aut.ac.ir](mailto:moezzi@aut.ac.ir)

### ABSTRACT

It is crucial to determine the capacitance that is created when capacitive power transmission is used in a medical implant. In this application, the capacitance is affected by the decrease in size and the proximity of the two capacitor plates, causing it to deviate from the traditional formula. Additionally, the fringing effects bring substantial inaccuracies when determining the final capacitor value. Conformal mapping is commonly employed to compute this capacitance, necessitating specific assumptions that vary based on the particular problem. This work presents a detailed simulation of a capacitor model that incorporates muscular dielectric and biocompatible materials for insulation. The simulation is conducted using Maxwell software and experimental measurements to analyze the capacitance produced between the two capacitor plates. Moreover, this work presents an enhanced equation for determining capacitance in situations where the capacitor plates have limited distances and compact dimensions. The new formula significantly decreases the estimation error of capacitance, reducing it from over 40% to less than 16% when compared to traditional formulas.



---

**EXTENDED ABSTRACT**

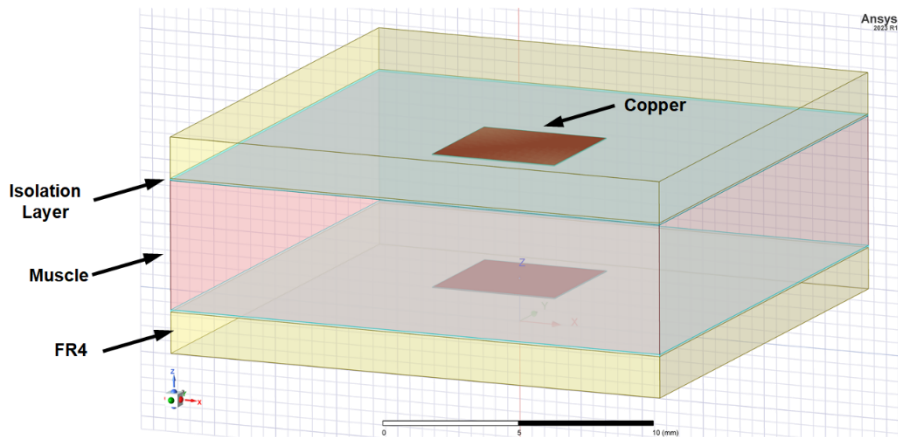
---

**Introduction**

In recent decades, there has been significant progress in technology, particularly in the world of microelectronics. This progress has been applied in medical science, resulting in the control and treatment of several human diseases and disorders. Implantable medical devices have significantly contributed to the advancement of medical science in areas such as diagnosis, prevention, and treatment. Wireless communication links are commonly employed to mitigate issues arising from the usage of connecting cables such as infection, inflammation, the need for medical care, and the presence of batteries. This allows for power transfer without the aforementioned concerns. Various techniques have been suggested for transmitting electricity wirelessly, with one prevalent option being the utilization of capacitive links. These links are suitable for chips that are typically of millimeter size and are implanted in proximity to the skin's outer layer. Precise determination of the generated capacitance is essential in this application to facilitate the construction of this link. The objective of this study was to devise an enhanced equation for determining the capacitance with the lowest margin of error.

**Methodology**

This study explores the generation of capacitance in the power transfer link using the capacitive approach for implantable medical devices. Initially, the preferred capacitive link model was constructed using Maxwell software, as illustrated in Figure 1.



**Figure 1: Preferred capacitive link model using Maxwell software.**

Next, the key equations used to determine the value of these capacitors were examined as presented in Table 1.

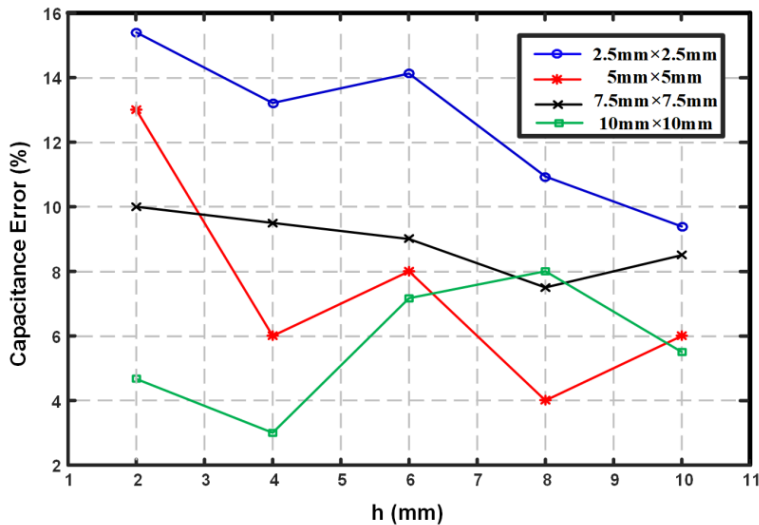
**Table 1. Different capacitance formula considering the fringing effect.**

Ref	Formula	Equation
[10]	Ignatowsky	$C \gg \frac{\epsilon A}{h} \left[ 1 + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \left( \frac{2\sqrt{\pi A}}{eh} \right) \right]$
[10]	Hutson	$C \gg \frac{\epsilon A}{h} \left[ 1 + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \left( \frac{\sqrt{\pi A}}{eh} \right) \right]$
[11]	Cooke	$C \gg \frac{\epsilon A}{h} \left[ 1 + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \left( \frac{\sqrt{\pi A}}{h} \right) \right]$

**Results and discussion**

It was observed that reducing the diameters of the capacitor plates and the distance between them results in significant inaccuracies in the final capacitance value calculation. Subsequently, a refined equation for determining the capacitance between two plates was introduced. The capacitors used in this study had varying plate dimensions.

The graph depicted in Figure 2 illustrates the percentage discrepancy in determining the capacitance value using the optimal method as opposed to the value derived by experimental measurement.



**Figure 2. The percentage error caused while calculating capacitance using the improved formula compared to the value derived via experimental measurement for capacitors with varying diameters and spacing.**

As observed, in this case, the error across all instances remains below 16%, with the highest error observed for dimensions of 2.5 x 2.5 cm. This increased error can be attributed

to the pronounced edge effects in capacitive structures with smaller dimensions and reduced plate separations. The higher error in practical measurements compared to the results derived from the optimized formula can primarily be attributed to the presence of parasitic capacitances in the measurement setup and the use of approximate dielectric constants for PDMS and chicken breast tissue in the optimization formula.

The impedance analyzer used in these measurements was the Analog Discovery 3, a device known for its precision in impedance measurements across various frequencies. Its capability to accurately measure capacitance in a wide range of operational conditions significantly enhances the reliability of the recorded data. The use of this instrument allowed for detailed characterization of the capacitive system and ensured that the frequency-dependent behavior of the dielectric medium was properly accounted for during the experiments.

Each capacitive plate was coated with a layer of PDMS (Polydimethylsiloxane) using the spin-coating method to achieve a uniform and controlled thickness. The PDMS layer served as a protective and biocompatible coating, critical for simulating conditions relevant to medical implants. The thickness of the PDMS layer was carefully controlled during the spin-coating process to minimize variations that could contribute to measurement inaccuracies.

In this experimental setup, chicken breast tissue was used as the dielectric medium between the plates to emulate the behavior of human muscle tissue in biomedical applications. This choice of dielectric material provides a close approximation to the dielectric properties of human tissue, ensuring that the experimental results are relevant and applicable to real-world scenarios. However, the approximate values used for the dielectric constants of PDMS and chicken tissue in the optimization formula introduce additional sources of error, highlighting the limitations of theoretical models when applied to heterogeneous and complex materials. This discrepancy further underscores the influence of edge effects, which become increasingly pronounced as the dimensions of the plates and the spacing between them decrease. At these scales, fringe fields dominate the system's behavior, making precise modeling and calibration essential. These factors collectively emphasize the importance of considering practical constraints, including parasitic capacitances and material heterogeneity, in the design and calibration of capacitive structures for biomedical applications. By integrating high-precision measurement tools such as the Analog Discovery 3 and refining the material models, the accuracy and reliability of capacitive power transfer systems can be significantly improved, ensuring their suitability for medical implant applications.

## **Conclusion**

Conformal mapping can calculate the capacitance of a parallel-plate capacitor including fringing effects. However, certain assumptions limit the accuracy of these calculations. Therefore, when applying the capacitive method to power transmission in medical implants, it is crucial to have precise information about the capacitance formed between two plates with the human muscle as a dielectric. This article presents a detailed formula with accurately adjusted parameters for capacitive power transfer applications in the field of medical implants. The correction parameters for the formula were derived through

electromagnetic simulation using Ansys Maxwell software in the present study. Using the new formula reduced the computation error from over 40% to less than 16%.



## بررسی مقدار خازن تشکیل شده در کاربرد انتقال توان به روش خازنی در ادوات قابل کاشت پزشکی

سیامک زرگری<sup>۱</sup>، محسن معزی<sup>۲\*</sup> 

۱- دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران.  
۲- استادیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران.

### چکیده

### اطلاعات مقاله

تعیین میزان خازن تشکیل شده در کاربرد انتقال توان به روش خازنی به ادوات قابل کاشت پزشکی از اهمیت بالایی برخوردار است. در این کاربرد با توجه به کاهش ابعاد و فاصله دو صفحه خازن از هم، میزان خازن تشکیل شده از فرمول کلاسیک گذشته تبعیت نکرده و اثر لبه باعث ایجاد خطای زیادی در محاسبه مقدار خازن نهایی می‌شود. معمولاً به منظور محاسبه مقدار این خازن از روش نگاشت همدیس استفاده می‌شود که در این حالت نیز نیازمند استفاده از مفروضات خاصی با توجه به نوع مسئله است. در این مقاله با استفاده از شبیه‌سازی یک مدل دقیق از خازن با دی‌الکتریک عضله به همراه مواد زیست سازگار به منظور ایجاد ایزولاسیون در محیط نرم‌افزار Maxwell و نیز به کمک اندازه‌گیری عملی به بررسی میزان خازن تشکیل شده بین دو صفحه خازنی پرداخته شده است. همچنین در ادامه فرمولی بهبود یافته به منظور محاسبه مقدار خازن تشکیل شده برای کاربرد با فواصل کوتاه و ابعاد کوچک صفحات خازنی ارائه شده است که میزان خطای مربوط به تخمین مقدار خازن توسط فرمول‌های متداول را از بیش از ۴۰٪ به کمتر از ۱۶٪ کاهش داده است.

### نوع مقاله: مقاله پژوهشی

دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۴/۱۸

بازنگری مقاله: ۱۴۰۳/۰۸/۱۰

پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۱۰/۲۴

### کلید واژگان:

انتقال توان خازنی  
ادوات قابل کاشت پزشکی  
خازن لبه  
خازن با صفحات موازی  
نگاشت همدیس

\*تویسنده مسئول: محسن معزی

پست الکترونیکی:

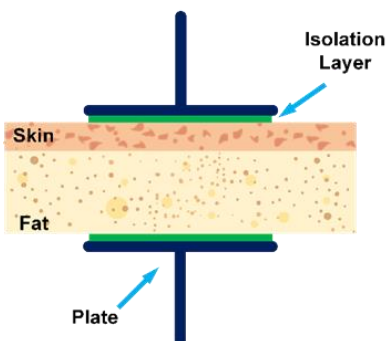
[moezzi@aut.ac.ir](mailto:moezzi@aut.ac.ir)



## مقدمه

پیشرفت روز افزون تکنولوژی به خصوص در حوزه‌ی صنعت میکروالکترونیک در دهه‌های اخیر و استفاده از آن در علم پزشکی، باعث کنترل و درمان بسیاری از بیماری‌ها و نارسایی‌های انسان شده است. قطعات قابل کاشت پزشکی یکی از این موارد است که کمک شایانی به علم پزشکی در حوزه‌هایی مانند تشخیص، پیشگیری و درمان می‌کنند [۱؛ ۲]. در بسیاری از موارد جهت کاهش مشکلات ایجادشده توسط سیم‌های رابط مانند عفونت و التهاب، نیاز به مراقبت‌های پزشکی و همچنین حذف باتری، معمولاً از یک لینک ارتباطی بی‌سیم جهت انتقال توان نیز استفاده می‌شود [۳؛ ۴]. روش‌های بسیاری تاکنون برای انتقال توان به صورت بی‌سیم ارائه شده است که یکی از متداول‌ترین آن‌ها استفاده از لینک‌های خازنی است که برای تراشه‌هایی با ابعاد میلی متری که معمولاً در فواصل نزدیک به سطح پوست کاشته می‌شوند کاربرد دارد [۵].

شکل ۱ ساختار مربوط به خازن با صفحات موازی و استفاده از بافت بدن به عنوان دی الکتریک را نمایش می‌دهد. جوشن‌های خازن به کمک لایه ای از ماده زیست سازگار از جمله پارالین سی<sup>۱</sup> و یا PDMS پوشانده می‌شوند [۶؛ ۷]. این نوع مواد ترکیب مفیدی از خواص فیزیکی و الکتریکی با نفوذپذیری کم در برابر رطوبت را ارائه می‌دهند و به عنوان یک ماده محافظ پرکاربرد در ساخت تجهیزات پزشکی استفاده می‌شوند [۸].



شکل ۱. ساختار خازن با صفحات موازی و استفاده از بافت بدن به عنوان دی الکتریک

با فرض اینکه صفحات خازن دارای مساحت  $A$  بوده و فاصله بین صفحات برابر  $d$  باشد، در این صورت مقدار خازن تشکیل شده از رابطه (۱) بدست خواهد آمد:

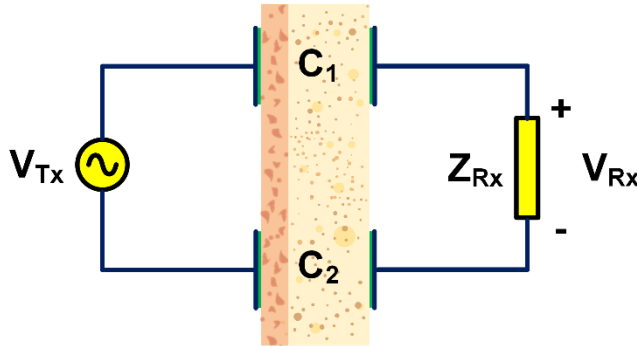
$$C = \epsilon(w) \frac{A}{d} \quad (1)$$

که در این رابطه  $\epsilon$  برابر ثابت دی الکتریک بوده و طبق رابطه (۲) بدست می‌آید.

<sup>۱</sup>Parylene C

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega) \quad (2)$$

که در این رابطه  $\varepsilon_0$  برابر گذردهی خلا و  $\varepsilon_r(\omega)$  گذردهی نسبی وابسته به فرکانس مربوط به بافت است. در ساده ترین حالت یک لینک انتقال توان خازنی را می توان به صورت شکل ۲ نمایش داد.



شکل ۲. ساختار مربوط به لینک انتقال توان خازنی

در این صورت با توجه به شکل ۲ ولتاژ ایجاد شده در سمت گیرنده از طریق رابطه (۳) بدست می آید:

$$V_{Rx} = V_{Tx} \frac{Z_{Rx}}{Z_{Rx} + \frac{1}{j\omega} \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2}}$$

واضح است که در این روش به منظور دستیابی به بازدهی بالا، باید مقادیر خازن های ایجاد شده بزرگتر و نیز فرکانس کاری مدار بالاتر باشد، زیرا با افزایش مقدار خازن و فرکانس، امپدانس خازن های  $C_1$  و  $C_2$  کاهش یافته و در نتیجه افت ولتاژ ایجاد شده بر روی خازن ها به حداقل رسیده و بازدهی لینک افزایش می یابد. با توجه به رابطه (۱)، جهت دستیابی به خازن با مقادیر بزرگتر، باید مقدار  $A$  افزایش یافته و فاصله بین صفحات نیز کاهش یابد. از طرفی در کاربردهای کاشت پزشکی، محدودیت فضای اشغالی با توجه به کاشت نمونه در داخل بدن وجود دارد و کاهش فاصله بین دو جوشن به کمتر از ضخامت پوست نیز عملاً غیرممکن است. بنابراین بیشترین میزان خازنی که می توان در این لینک ها بدست آورد توسط موارد ذکر شده محدود می شود.

برای یک بازدهی مشخص، افزایش توان ارسالی، میزان توان دریافتی در بخش گیرنده را افزایش خواهد داد اما این میزان افزایش، توسط تلفات در بافت محدود خواهد شد؛ بنابراین افزایش بیش از حد توان در بخش فرستنده، باعث ایجاد تلفات در بافت (گرم شدن بافت به علت جریان هدایت) و کاهش بازدهی خواهد شد [۹]. همچنین در انتقال توان به کمک لینک خازنی، بازدهی انتقال توان به مقدار بسیار زیادی به فاصله بین دو صفحه خازنی فرستنده و گیرنده بستگی دارد و افزایش فاصله باعث کاهش ضریب کوپلینگ بین دو خازن خواهد شد و معمولاً این ضریب برای فواصل بیشتر از ۵ میلی متر به شدت کاهش میابد.



به کمک رابطه (۴)، صفحه بالایی خازن  $a-b-c$  به نقاط  $a^2-b^2-c^2$  در صفحه مختصات  $W$  نگاشته شده است. همین امر در مورد صفحه پایینی خازن نیز صادق است. در این صورت روابط پارامتری بین دو مختصات به صورت زیر بدست می‌آید:

$$x = \frac{h}{2\pi} (1 + u + e^u \cos v) \quad (5)$$

$$y = \frac{h}{2\pi} (v + e^u \sin v) \quad (6)$$

در این حالت به کمک این نگاشت همدیس تمامی صفحه  $Z$  به یک خط در صفحه  $W$  فشرده شده و در این حالت خط میدان به صورت عمود بر خط پتانسیل خواهد بود. بعد از محاسبه میدان در این صفحه می‌توان به راحتی معادله میدان را در صفحه  $Z$  پیدا کرد. با توجه به اینکه چگالی بار سطحی متناسب با اندازه میدان عمود بر آن است، در نتیجه ظرفیت خازن تشکیل شده به صورت زیر بدست خواهد آمد [۱۲]:

$$C = \frac{\epsilon}{V} \oint E_y dx \quad (7)$$

که در این رابطه  $l$  طول صفحه خازن در امتداد  $x$  است و میدان  $E_y$  به صورت زیر بدست می‌آید:

$$E_y = -\frac{2V}{h} \frac{1 + e^u \cos v}{1 + 2e^u \cos v + e^{2u}} \quad (8)$$

همانگونه که اشاره شد به منظور حل انتگرال بالا نیازمند استفاده از مفروضاتی هستیم. در طول چندین سال این انتگرال از مفروضات مختلفی حل شده و معادلات مختلفی به منظور محاسبه خازن کل تشکیل شده بین صفحات برای کاربردهای مختلف ارائه شده است که این فرمول‌ها برای فواصل در بازه میکرومتر صادق هستند. برای اولین بار پالمر<sup>۱</sup> با استفاده از نگاشت همدیس که اشاره شد، رابطه ای تقریبی برای محاسبه مقدار خازن بر واحد طول برای خازن با جوشن موازی به صورت رابطه (۹) بدست آورد [۱۳]:

$$C = \epsilon \frac{w}{h} \frac{\epsilon}{\epsilon} + \frac{h}{\pi w} + \frac{h}{\pi w} \ln \left( \frac{2\pi w}{h} \right) \frac{\epsilon}{\epsilon} \quad (9)$$

که در این رابطه  $w$  برابر عرض جوشن خازن و  $h$  فاصله بین دو جوشن است. در ادامه الیوت<sup>۲</sup> با حل معادله رابطه (۸) با تقریب برای فواصل نزدیک تر رابطه ای دیگر برای محاسبه خازن با جوشن موازی به صورت رابطه (۱۰) بدست آورد [۱۴]:

$$C = \epsilon \frac{w}{h} \frac{\epsilon}{\epsilon} + \frac{h}{\pi w} \ln \left( \frac{\pi w}{h} \right) \frac{\epsilon}{\epsilon} \quad (10)$$

در این حالت خازن محاسبه شده طبق رابطه (۹) نسبت به رابطه (۱۰) در فواصل بین ۱ تا ۱۰ میکرومتر دقت زیادی داشته و حداکثر خطای ایجاد شده در این حالت برابر ۱/۶٪ است [۱۵]. فرمول دیگری که برای محاسبه میزان خازن

<sup>۱</sup>Palmer (1927)

<sup>۲</sup>Elliot (1966)

تشکیل شده بین دو جوش با کمک حل عددی معادله (۸) به صورت رابطه (۱۱) پیشنهاد شد که به فرمول ساکورای<sup>۱</sup> معروف است [۱۶]:

$$C = \varepsilon \frac{A}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + 2.80 \frac{\sigma}{h} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} \quad (11)$$

در این رابطه با توجه به فاصله نزدیک بین دو جوشن، مقدار  $t$  که در این حالت بیانگر ضخامت هر جوشن است نیز در حل معادلات لحاظ شد که برای خازن با ابعاد  $0.3 \leq w/h \leq 30$  خطایی کمتر از ۶٪ حاصل شد. در ادامه ون ده میس و فوکما<sup>۲</sup> گسترش فرمول تجربی ساکورای را با در نظر گرفتن جزئیات بیشتری از ساختار و اثرات مرزی در صفحات خازن انجام دادند که به صورت رابطه (۱۲) پیشنهاد شد [۱۷]:

$$C = e \frac{A}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + 0.77 + 1.06 \frac{\sigma}{h} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + 1.06 \frac{\sigma}{h} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} \quad (12)$$

در این فرمول به طور خاص، با اصلاح ضرایب تجربی و اضافه کردن پارامترهایی برای مدل سازی دقیق تر توزیع میدان الکتریکی و شارژ در نزدیکی لبه های صفحات خازن، دقت فرمول افزایش یافت. این تغییرات تاثیر اثرات مرزی در فرمول را دقیقتر مدل سازی کرد، اما دامنه ی کاربرد آن به سیستم های خاص و فواصل کوتاه تری محدود شد. در یک مطالعه جامع که در [۱۸] ارائه شده است معادلات مختلفی برای محاسبه خازن ایجاد شده در خازن های با جوشن موازی مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته اند. در این تحقیق، سه معادله کلیدی که دارای دقت بالاتری نسبت به دیگر معادلات بودند، معرفی شدند که این معادلات در جدول (۱) درج شده اند. این معادلات می توانند به عنوان مبنایی برای مدل سازی های دقیق تر و بهینه سازی طراحی خازن ها با فواصل بین دو جوشن بزرگتر مورد استفاده قرار گیرند.

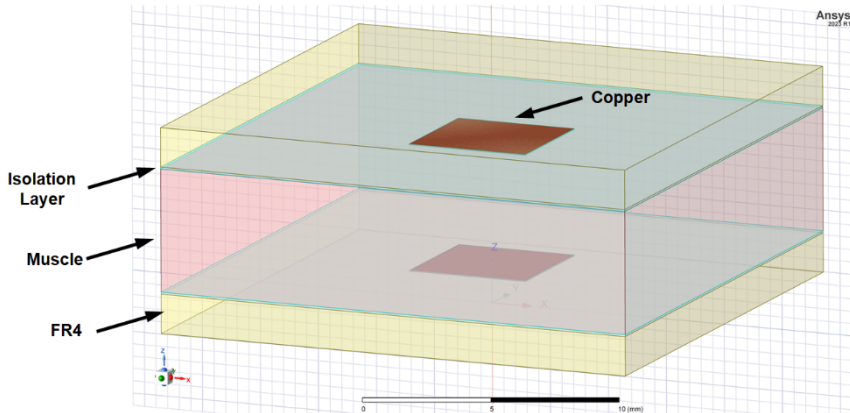
جدول ۱. فرمول های مهم به منظور اعمال اثر لبه در محاسبات خازن

منبع	نام فرمول	معادله فرمول
[۱۸]	Ignatowsky	$C \gg \frac{\varepsilon A}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \frac{2\sqrt{\pi A}}{eh} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0}$
[۱۸]	Hutson	$C \gg \frac{\varepsilon A}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \frac{\sqrt{\pi A}}{eh} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0}$
[۱۹]	Cooke	$C \gg \frac{\varepsilon A}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0} + \frac{2h}{\sqrt{\pi A}} \ln \frac{\sqrt{\pi A}}{h} \frac{\sigma}{\sigma_0} \frac{\dot{\omega}}{\dot{\omega}_0}$

در تمامی روابط اشاره شده در جدول ۱،  $A$  مساحت صفحات خازن و  $h$  فاصله بین دو صفحات خازن است. به منظور بررسی میزان دقت این فرمول ها در محاسبه خازن ایجاد شده در ادوات قابل کاشت پزشکی که به منظور انتقال توان از روش خازنی استفاده می کنند، همانگونه که در شکل ۴ نمایش داده شده است، مدل مربوط به خازن را در نرم افزار Ansys Maxwell پیاده سازی می کنیم.

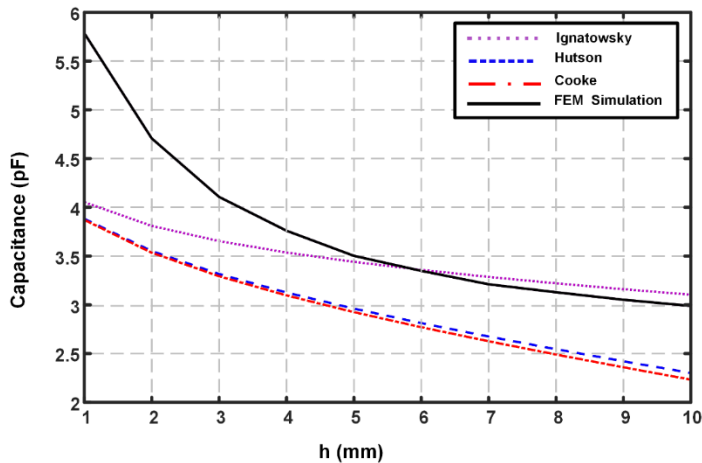
<sup>۱</sup>Sakurai (1983)

<sup>۲</sup>Van de Meijs and Fokkema (1984)



شکل ۴. پیاده سازی مدل مربوط به خازن با صفحات موازی در نرم افزار Ansys Maxwell به همراه مدل دی الکتریک و ماده ایزولاسیون زیست سازگار

با توجه به ابعاد ادوات قابل کاشت پزشکی، ابعاد مربوط به صفحات خازن به صورت  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  در نظر گرفته می شود. همچنین به منظور افزایش دقت از یک لایه زیست سازگار از جنس PDMS به منظور ایجاد ایزولاسیون استفاده شده است که ضخامت این لایه برابر  $80\mu\text{m}$  در نظر گرفته شده است [۲۰]. همچنین مشخصات مربوط به دی الکتریک مورد استفاده که در این حالت گوشت عضله است از [۲۱] استخراج شده است.



شکل ۵. مقایسه مقادیر حاصل از شبیه سازی مدل و معادلات جدول ۱ برای خازن با ابعاد صفحه  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  به ازای فواصل مختلف دو صفحه خازن

نمودار شکل ۵ مقایسه نتایج حاصل از شبیه سازی مدل با مقادیر به دست آمده از معادلات ارائه شده در جدول ۱ را به ازای فواصل مختلف دو صفحه خازن نمایش می دهد. همان گونه که مشاهده می شود، در این حالت مقادیر بدست آمده توسط معادلات جدول ۱ در فواصل کوتاه تا  $50\%$  با مقدار واقعی خازن اختلاف دارد که علت آن تشدید اثر لبه در فواصل کوتاه و ابعاد کوچک صفحات خازن است.

## بهینه سازی معادلات مربوط به محاسبه خازن

همان گونه که شکل ۵ مشاهده شد، به علت افزایش اثر خازن لبه در فواصل کوتاه و ابعاد کوچک صفحات خازن، استفاده از معادلات مشخص شده در جدول ۱ باعث بروز خطای زیادی در محاسبات شد. هر چند همان گونه که ذکر شد تمامی این معادلات با مفروضات خاصی برای فواصل مشخصی بدست آمده اند و لذا بروز چنین خطایی دور از ذهن نیست. با مقایسه معادلات جدول ۱، مشاهده می شود که این فرمول ها ساختار یکسانی دارند و می توان یک فرمول کلی به

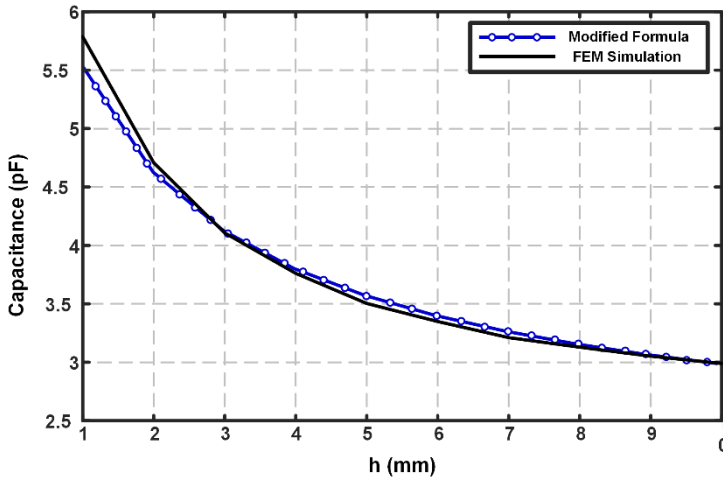
همراه دو متغیر  $k_1$  و  $k_2$  به صورت رابطه (۱۳) برای محاسبه خازن با اثر لبه در نظر گرفت:

$$C \approx \frac{\epsilon A}{h} \left[ \frac{k_1 h}{\sqrt{\pi A}} \ln \left( \frac{k_2 \sqrt{\pi A}}{h} \right) + \frac{k_2 \sqrt{\pi A}}{h} \right] \quad (13)$$

به منظور به دست آوردن این دو متغیر، از روش برازش منحنی وزندار<sup>۱</sup> استفاده می کنیم [۲۲؛ ۲۳]. روش برازش منحنی وزندار روش علمی و معتبری است و در مطالعات مختلفی برای مدل سازی دقیق تر پدیده های فیزیکی به کار رفته است. این روش امکان می دهد تا اثرات متغیرهای مختلف به طور بهینه در فرمول نهایی لحاظ شوند و دقت پیش بینی در شرایط خاص افزایش یابد. به عنوان مثال فرمول های نهایی ارائه شده در [۱۶؛ ۱۷] به کمک همین روش بدست آمده اند. روش برازش منحنی وزندار به عنوان یک تکنیک علمی معتبر، نه تنها برای تخمین پارامترهای خازن با جوشن های موازی و در نظر گرفتن اثرات مرزی در فواصل بزرگ و کوچک استفاده می شود، بلکه در به دست آوردن ویژگی های ترانزیستورها و مدل سازی رفتار آنها نیز به کار می رود. این روش با انطباق بهینه داده های تجربی به مدل های ریاضی، امکان بررسی دقیق تری از پارامترهای مهم ترانزیستورها را فراهم می کند و به محققان کمک می کند تا رفتار اجزای الکترونیکی پیچیده را با دقت بیشتری شبیه سازی کنند [۲۴]. به کمک این روش و داده های به دست آمده از شبیه سازی در محیط Ansys Maxwell پارامترهای مجهول در رابطه (۸) به ترتیب به صورت  $k_1 = 5001$  و

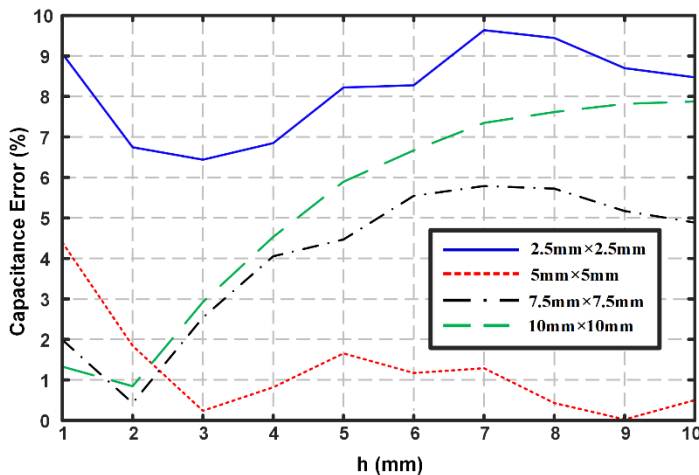
$k_2 = 0.241$  به دست می آیند. بدین صورت می توان فرمولی به منظور تخمین میزان خازن ایجاد شده برای فواصل کوتاه با ابعاد کوچک صفحات خازنی برای کاربرد انتقال توان بدست آورد. نمودار شکل ۶ مقایسه مقادیر حاصل از شبیه سازی و معادله بهینه سازی شده را برای خازن با ابعاد صفحه  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  نمایش می دهد.

<sup>۱</sup>weighted curve fitting method



شکل ۶. مقایسه مقادیر حاصل از شبیه‌سازی مدل و معادله بهینه‌سازی شده برای خازن با ابعاد صفحه  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  به ازای فواصل مختلف دو صفحه خازن

همانگونه که در این شکل مشاهده می‌شود، برای خازن با ابعاد صفحه  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  میزان اختلاف ایجاد شده با مقادیر حاصل از شبیه‌سازی به زیر ۰.۴٪ کاهش یافته است. همچنین به منظور صحت سنجی دقت معادله بهینه‌سازی شده، به مقایسه مقادیر حاصل از این معادله با مقدار حاصل از شبیه‌سازی برای خازن با ابعاد صفحات مختلف می‌پردازیم. نمودار شکل ۷ درصد میزان خطای ایجاد شده برای محاسبه مقدار خازن با کمک فرمول بهینه‌سازی شده در مقایسه با مقدار حاصل از شبیه‌سازی الکترومغناطیسی را برای خازن با ابعاد صفحات مختلف نمایش می‌دهد.



شکل ۷. درصد خطای ایجاد شده برای محاسبه مقدار خازن با فرمول بهینه‌سازی شده در مقایسه با مقدار حاصل از شبیه‌سازی الکترومغناطیسی برای خازن با ابعاد متفاوت و به ازای فواصل مختلف

همان گونه که مشاهده می‌شود، در این حالت خطای ایجاد شده در تمامی موارد کمتر از ۱۰٪ است و بیشترین میزان خطا نیز برای ابعاد  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$  است که همان گونه که اشاره شد علت آن تشدید اثر لبه در ابعاد و فواصل کوچک صفحات خازنی است.

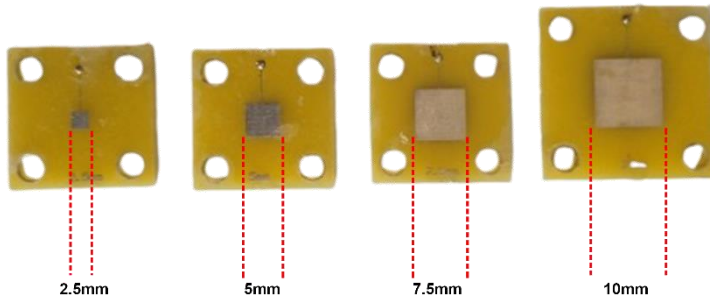
### نتایج اندازه‌گیری عملی

به منظور بررسی صحت فرمول ارائه شده، یک ساختار اندازه‌گیری برای مقدار خازن ایجاد شده بین صفحات موازی پیاده سازی شد که در شکل ۸ نمایش داده شده است.



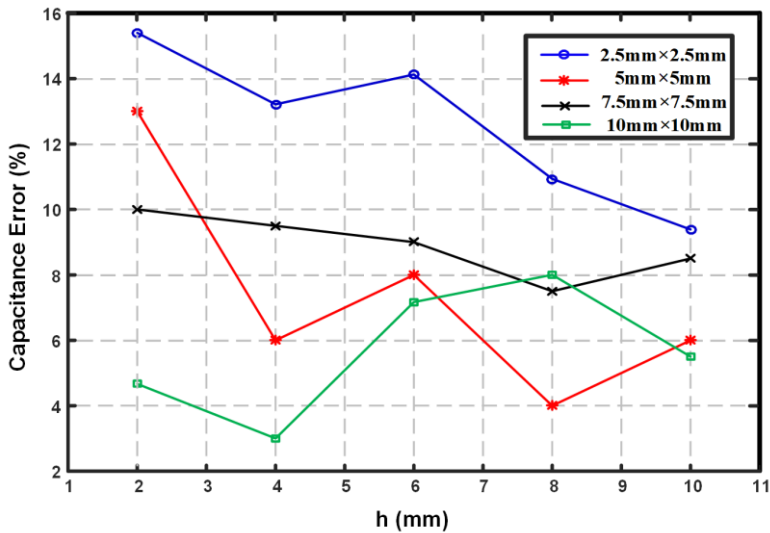
شکل ۸. ساختار پیاده سازی شده برای اندازه‌گیری مقدار خازن تشکیل شده بین صفحات موازی خازن با دی الکتربیک گوشت سینه مرغ

تحلیلگر امپدانس مورد استفاده در این اندازه‌گیری، دستگاه Analog Discovery 3 است که بخش اندازه‌گیری امپدانس این دستگاه امکان انجام اندازه‌گیری‌های دقیق مقادیر خازن را در فرکانس‌های مختلف فراهم می‌کند. شکل ۹ تصاویر مربوط به صفحات خازن با ابعاد مختلف مورد استفاده در این اندازه‌گیری را نمایش می‌دهد.



شکل ۹. صفحات خازن با ابعاد مختلف

بخش رویین مربوط به هر یک از صفحات خازنی با ماده PDMS به ضخامت تقریبی  $75\mu\text{m}$  به روش پوشش‌دهی دورانی پوشانیده شده است. در این اندازه‌گیری از گوشت سینه مرغ به عنوان دی الکتریک استفاده شده است [۲۵]. نمودار شکل ۱۰، درصد میزان خطای ایجاد شده برای محاسبه مقدار خازن با کمک فرمول بهینه سازی شده در مقایسه با مقدار اندازه‌گیری شده را برای خازن با ابعاد صفحات مختلف نمایش می‌دهد. به منظور افزایش دقت اندازه‌گیری، خازن نهایی مربوط به هر فاصله، حاصل میانگین ۱۰ داده اندازه‌گیری شده است.



شکل ۱۰. درصد خطای ایجاد شده برای محاسبه مقدار خازن با فرمول بهینه سازی شده در مقایسه با مقدار حاصل از اندازه‌گیری عملی برای خازن با ابعاد متفاوت و به ازای فواصل مختلف برای دی الکتریک گوشت سینه مرغ

همان گونه که مشاهده می‌شود، در این حالت خطای ایجاد شده در تمامی موارد کمتر از ۱۶٪ است و بیشترین میزان خطا نیز برای ابعاد  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$  است که همان گونه که اشاره شد علت آن تشدید اثر لبه در ابعاد و فواصل کوچک صفحات خازنی است. افزایش میزان خطا در اندازه‌گیری عملی نسبت به نتایج حاصل از فرمول بهینه سازی شده را می‌توان ناشی از وجود خازن‌های پارازیتی ساختار اندازه‌گیری و نیز استفاده از ضریب دی الکتریک تقریبی برای PDMS و گوشت سینه مرغ در فرمول بهینه سازی شده دانست.

### نتیجه‌گیری

ظرفیت خازن با دو صفحه موازی به همراه اثر لبه را می‌توان با استفاده از نگاشت همدیس به دست آورد ولی این پاسخ‌ها با در نظرگیری برخی مفروضات خاص بدست آمده‌اند که در کاربرد انتقال توان به سامانه کاشت شده در داخل بدن به روش خازنی، فرمول‌های موجود نمی‌توانند نتیجه محاسباتی دقیقی ارائه دهند و اطلاع از میزان دقیق خازن تشکیل شده بین دو صفحه با دی الکتریک بافت انسان در این کاربرد بسیار مهم است. در این مقاله یک فرمول جامع با پارامترهای تصحیح شده برای کاربردهای انتقال توان به روش خازنی برای ادوات قابل کاشت پزشکی ارائه شد. به کمک شبیه سازی الکترومغناطیسی با نرم افزار Ansys Maxwell پارامترهای تصحیح برای فرمول مذکور بدست آمده و به کمک فرمول جدید، خطای محاسبه از بیش از ۴۰٪ به کمتر از ۱۶٪ کاهش یافته است.

## References

- [۱] Hamedani, N., & Karimi Moridani, M. (2021). *Design and Manufacturing of Gloves for Intelligent Quantification of Hand Vibration*. Karafan Journal, 18(3), 79-99. <https://doi.org/10.48301/kssa.2021.282479.1489>
- [۲] Sumayli, A. (2021). *Recent trends on bioimplant materials: A review*. Materials Today: Proceedings, 46, 2726-2731. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.02.395>
- [۳] Liu, Y., Li, B., Huang, M., Chen, Z., & Zhang, X. (2018). *An overview of regulation topologies in resonant wireless power transfer systems for consumer electronics or bio-implants*. Energies, 11(7), 1737. <https://doi.org/10.3390/en11071737>
- [۴] Maroosi, A., Zabbah, I., Mogharebi, M., Yasrebi, S. e., & Layeghi, K. (2022). *Improving Diagnosis of Breast Cancer Disease Using Adaptive Neuro-fuzzy Inference System*. Karafan Journal, 19(3), 377-392. <https://doi.org/10.48301/kssa.2022.277156.1426>
- [۵] Hossain, A. S., Mohseni, P., & Lavasani, H. M. (2022). *Design and optimization of capacitive links for wireless power transfer to biomedical implants*. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 16(6), 1299-1312. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2022.3213000>
- [۶] Chou, N., Moon, H., Park, J., & Kim, S. (2021). *Interfacial and surface analysis of parylene C-modified PDMS substrates for soft bioelectronics*. Progress in Organic Coatings, 157, 106309. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2021.106309>
- [۷] Masoumnezhad, M. (2024). *Fabrication of Polyaniline Electrode Using Nickel Foam Substrate for Use in Supercapacitors Electrode*. Karafan Journal. ۳۳۳-۳۲۱ (۱)۲۱, <https://doi.org/10.48301/kssa.2024.431988.2794>
- [۸] Nguyen, Q. P. (2011). *Characterization of biocompatible parylene-C coating for BioMEMS applications*. Louisiana State University and Agricultural & Mechanical College. [https://doi.org/10.31390/gradschool\\_theses.1478](https://doi.org/10.31390/gradschool_theses.1478)

- [۹]Lazzi, G. (2005). *Thermal effects of bioimplants*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 24(5), 75-81. <https://doi.org/10.1109/MEMB.2005.1511503>
- [۱۰]Feng, Y., Zhou, Z., Wang, W., Rao, Z., & Han, Y. (۲۰۲۱). The 3D capacitance modeling of non-parallel plates based on conformal mapping. 2021 IEEE 16th International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS) , <https://doi.org/10.1109/NEMS51815.2021.9451427>
- [۱۱]Schinzinger, R., & Laura, P. A. (2012). *Conformal mapping: methods and applications*. Courier Corporation. <https://scispace.com/pdf/conformal-mapping-methods-and-applications-20zmd88z1o.pdf>
- [۱۲]Muratori, B., Jones, J., & Wolski, A. (2015). *Analytical expressions for fringe fields in multipole magnets*. Physical Review Special Topics-Accelerators and Beams, 18(6), 064001. <https://doi.org/10.1103/PhysRevSTAB.18.064001>
- [۱۳]Palmer, H. B. (1937). *The capacitance of a parallel-plate capacitor by the Schwartz-Christoffel transformation*. Electrical Engineering, 56(3), 363-368. <https://doi.org/10.1109/EE.1937.6540485>
- [۱۴]Elliott, R. (1966). *Relativity and electricity*. IEEE spectrum, 3(3), 140-152. <https://doi.org/10.1109/MSPEC.1966.5216743>
- [۱۵]Elsaadi, M., Tayel, M. B., & Steenson, D. (2021). An Empirical Formula of Fringing Field Capacitance for MEMS Tunable Capacitor Actuators. 2021 IEEE 1st International Maghreb Meeting of the Conference on Sciences and Techniques of Automatic Control and Computer Engineering MI-STA. <https://doi.org/10.1109/MI-STA52233.2021.9464509>
- [۱۶]Sakurai, T., & Tamaru, K. (1983). *Simple formulas for two-and three-dimensional capacitances*. IEEE Transactions on Electron Devices, 30(2), 183-185. <https://doi.org/10.1109/T-ED.1983.21093>
- [۱۷]Van Der Meijs, N., & Fokkema, J. (1984). *VLSI circuit reconstruction from mask topology*. Integration, 2(2), 85-119. [https://doi.org/10.1016/0167-9260\(84\)90016-6](https://doi.org/10.1016/0167-9260(84)90016-6)
- [۱۸]Sloggett, G., Barton, N., & Spencer, S. (1986). *Fringing fields in disc capacitors*. Journal of Physics A: Mathematical and General, 19(14), 2725. <https://doi.org/10.1088/0305-4470/19/14/012>
- [۱۹]Cooke, J. (۱۹۵۸). *The coaxial circular disc problem*. ZAMM-Journal of Applied Mathematics and Mechanics/Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik, 38(9-10), 349-356. <https://doi.org/10.1002/zamm.19580380904>
- [۲۰]Wu, X., Zhao, W., Duan, J., Qu, Z., Wang J., & Zhang, B. (2022). *Flexible pressure sensor based on graphene/PS microsphere/PDMS composite dielectric layer and activated carbon non-woven fabrics*. Materials Letters, 326, 132952. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2022.132952>
- [۲۱](IT'IS), T. F. f. R. o. I. T. i. S. (2022). <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties>
- [۲۲]Dodd, S., Bassi, A., Bodger, K., & Williamson, P. (2006). *A comparison of multivariable regression models to analyse cost data*. Journal of evaluation in clinical practice, 12(1), 76-86. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2753.2006.00610.x>

- [۲۳]Strutz, T. (2011). *Data fitting and uncertainty: A practical introduction to weighted least squares and beyond* (Vol. 1). Springer. <https://link.springer.com/book/9783658114558>
- [۲۴]Yang, H.-C., Chi, S.-C., & Liao, W.-S. (2022). *Comparison of Fitting Current–Voltage Characteristics Curves of FinFET Transistors with Various Fixed Parameters*. Applied Sciences, 12(20), 10519. <https://doi.org/10.3390/app122010519>
- [۲۵]Zhuang, H., Nelson, S., Trabelsi, S., & Savage, E. (2007). *Dielectric properties of uncooked chicken breast muscles from ten to one thousand eight hundred megahertz*. Poultry Science, 86(11), 2433-2440. <https://doi.org/10.3382/ps.2006-00434>