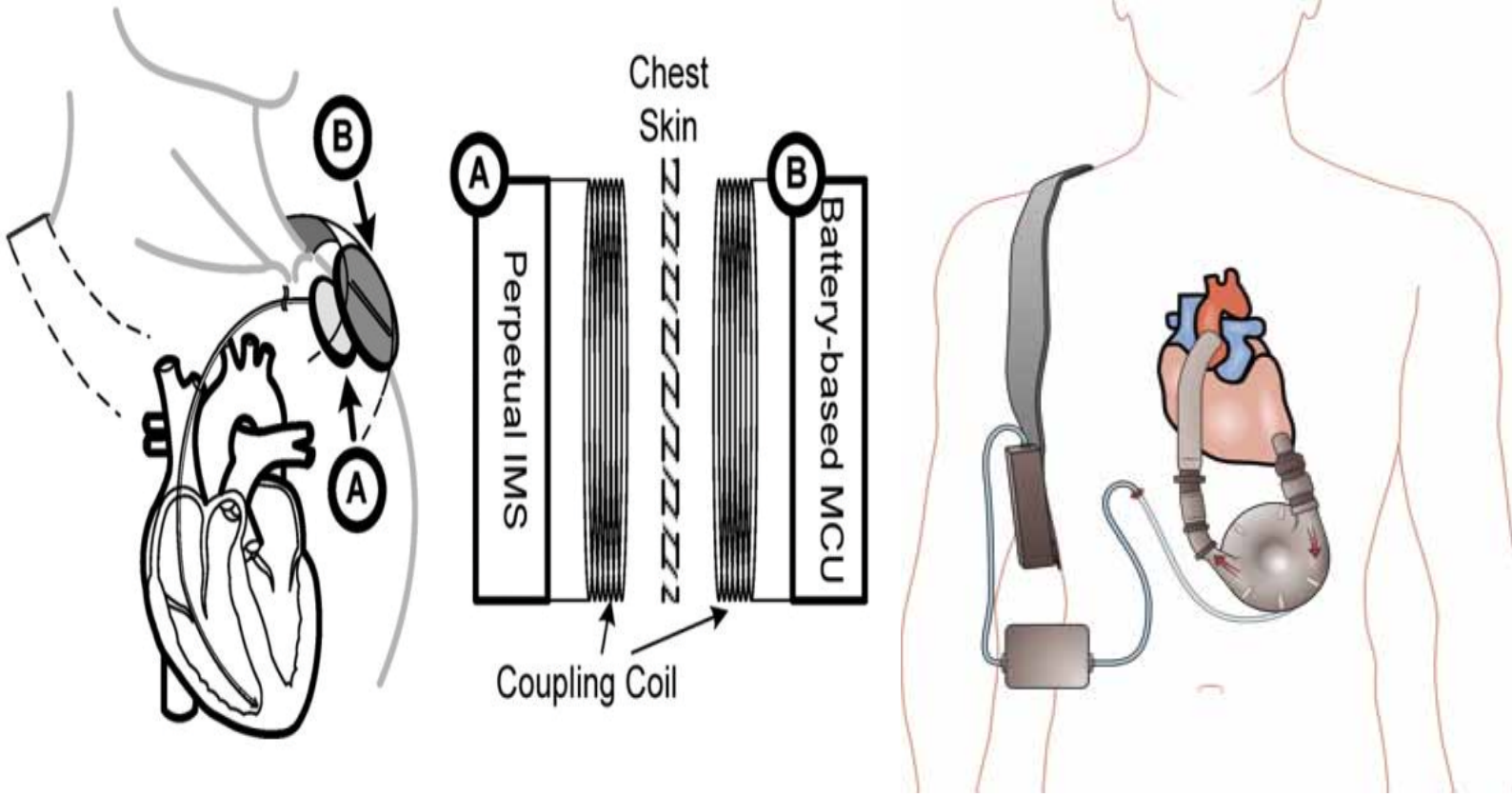



# انتقال توان به‌صورت بی‌سیم
# برای یک کاشتینه ضربان‌ساز مصنوعی قلب و پیاده‌سازی یک نمونه عملی

داود ادیبی/ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی برق– الکترونیک/ واحد نجف آباد، دانشکده مهندسی برق دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران/ dave.adibi@yahoo.com

محمدرضا یوسفی/ استادیار/ مرکز تحقیقات ریزشبکه‌های هوشمند/ واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران/ mr.yousefi@ieee.org

**چکیده**

**امروزه کاشتینه‌ها در درمان و مراقبت‌های پزشکی نقش پررنگی ایفا می‌کنند. این سیستم‌ها از مدارات الکترونیکی تشکیل شده‌اند که احتیاج به تغذیه پایدار و مطمئن خواهند داشت. از آنجا که کاشتینه‌ها در داخل بدن کاشته خواهند شد، ایده‌آل خواهد بود اگر بتوانند توان مورد نیاز شارژ باتری خود را از بیرون بدن به صورت بی‌سیم فراهم کنند تا نیاز به تعویض باتری ضص توسط عمل‌های جراحی نباشد. یکی از راهکارهای پیشنهادی برای تامین توان مورد نیاز باتری کاشتینه‌ها، انتقال توان بی‌سیم از طریق سیم‌پیچ‌های تزویج شده فرستنده و گیرنده، که یکی در داخل و دیگری بیرون از بدن و استفاده از روش تزویج رزونانسی می‌باشد. به‌منظور رعایت موارد ایمنی بایستی محدودیت‌های خاصی برروی فرکانس و توان سیگنال انتقالی اعمال شود تا به بافت زنده آسیب نرسد. در این مقاله پس از بررسی روش‌های گوناگون انتقال توان بی‌سیم، محدودیت‌ها و چالش‌های روش‌های مختلف بررسی و پس از آن با هدف بهینه‌سازی راندمان، کم‌کردن تلفات کلیدزنی و ضریب تزویج یک ساختار بهینه‌سازی شده برای انتقال توان بی‌سیم به کمک نتایج تجربی پیشنهاد خواهد شد. راستی‌آزمایی ساختار پیشنهادی با استفاده از شبیه‌سازی در نرم‌افزار Cadence انجام خواهد شد و پس از آن، سیستم پیشنهادی به‌صورت نمونه آزمایشگاهی پیاده‌سازی شده و در فرکانس نمونه ۳۰۰KHz نتایج حاصل مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل از پیاده‌سازی آزمایشگاهی ساختار انتقال توان بی‌سیم پیشنهادی بیانگر مؤثر بودن ساختار پیشنهادی از نظر ارسال بهینه توان، حساس نبودن به دید مستقیم، بازدهی بالا و تلفات کم نسبت به ساختارهای معمول است. در نهایت نمونه پیاده‌سازی شده در آزمایشگاه قادر است توان مورد نیاز یک کاشتینه ضربان‌ساز قلب را با حداکثر ولتاژ DC خروجی ۴/۵ ولت، حداکثر جریان خروجی ۴۸۰ میلی آمپر، حداکثر توان خروجی ۲/۱۶ وات و راندمانی نزدیک به ۷۲٪ درصد از فاصله ۴ سانتی‌متری را تأمین کند.**

**کلمات کلیدی:** کاشتینه پزشکی، تزویج الکترومغناطیسی، انتقال توان بی‌سیم، ضربان‌ساز مصنوعی قلب، تشدید .

[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

## ۱- مقدمه

روش‌های متداول انتقال توان الکتریکی به ایمپلنت یا کاشتینه‌های پزشکی شامل روش‌های انتقال توسط سیم و یا باتری دارای اطمینان کم، عوارض پزشکی و ایجاد مخاطرات جراحی برای بیمار هستند، به همین دلیل در سال‌های اخیر، گرایش قوی برای استفاده از یک ایده قدیمی در انتقال توان به کاشتینه‌ها، یعنی انتقال توان الکتریکی به‌صورت بی‌سیم (WPT) شکل گرفته است. انتقال توان به‌صورت بی‌سیم روشی ایمن و مطمئن برای تامین توان و افزایش طول عمر مفید کاشتینه‌های پزشکی است[۱].

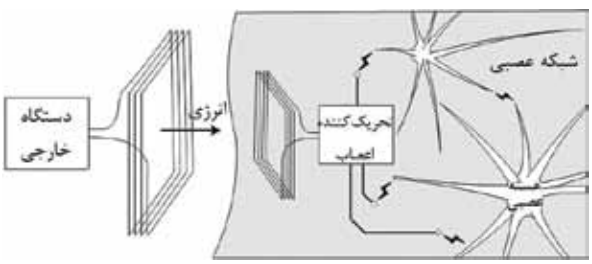
ایده انتقال توان الکتریکی به‌صورت بی‌سیم کم‌وبیش به‌اندازه خود تولید برق قدمت دارد. اختراع این روش به بیش از صد سال پیش بازمی‌گردد. در آغاز قرن بیستم، نیکُلا تسلا پیشنهاد استفاده از انتقال توان به‌صورت بی‌سیم را داد. او حتی شروع به ساخت یک برج بزرگ در شهر نیویورک کرد که می‌توانست با استفاده از آن ایده خود را برای انتقال توان بی‌سیم بیازماید. ولی داستان جایی قطع شد که حامیان مالی تسلا دریافتند که هیچ راه عملی وجود ندارد تا بتوان مطمئن شد، مردم پول برقی را که از آن استفاده می‌کنند بپردازند، در عوض شبکه برق سیمی را گسترش داده‌اند. اما امروزه ارزش انتقال توان بی‌سیم به دلیل رشد وسایل الکترونیکی قابل حمل توسط مصرف‌کنندگان و خودروهای برقی بیش از پیش مطرح شده است. جایگزین شدن سیستم انتقال توان به‌صورت بی‌سیم به منزله ایجاد انقلابی بزرگ در عرصه زندگی آینده بشر خواهد بود[۲]. بر این اساس توجه متخصصان در زمینه‌های پزشکی و مهندسی را جلب کرده است. شکل(۱) پژوهش‌های منتشرشده برای استفاده از این روش در کاشتینه‌های پزشکی در سال‌های گذشته و ضرورت استفاده از آن در آینده را نشان می‌دهد.




**شکل ۱: تعداد مقالات منتشرشده در مجلات و کنفرانس‌های سال‌های اخیر مرتبط با انتقال توان بی‌سیم برای کاشتینه‌های پزشکی [۱].**

WPTیک ایده بزرگ در پیشرفت، ارتقای مشخصات و کاربردهای کاشتینه‌های پزشکی است. با این روش یک منبع تغذیه نامحدود از راه دور در اختیار است که اجازه می‌دهد یک کاشتینه از فاصله دور و از میان موادی مانند پلاستیک، پارچه و حتی بافت‌های بدن انسان به‌صورت بی‌سیم شارژ و کنترل شود. با استفاده از این ظرفیت می‌توان نسل جدیدی از کاشتینه‌های نوین پزشکی با قابلیت‌های بالاتر و با اندازه‌های خیلی کوچک‌تر حتی به‌اندازه یک دانه برنج طراحی و تولید کرد. به این ترتیب در آینده‌ای نه چندان دور، شاهد استفاده از این ایده در تامین توان برای کاشتینه‌های تشخیص بیماری، کاشتینه‌های درمان بیماری‌های مختلف و کاشتینه‌های کمکی به بیمار استفاده خواهد شد.

به‌عنوان نمونه می‌توان از انتقال توان بی‌سیم در درمان آسیب‌های نخاعی، ضربه مغزی، اختلالات حسی و عصبی استفاده کرد. این تحریک به کمک کاشتینه‌های تحریک‌کننده قابل انجام است. تحریک‌کننده‌های قدیمی از باتری‌ها برای تغذیه استفاده می‌کردند که عمر و اندازه آن‌ها را محدود می‌ساخت. همچنین در کاشتینه‌های تحریک‌کننده‌ای که احتیاج به توان به نسبت بالایی دارند، مثل کاشتینه کنترل مثانه که توان مورد نیاز خود را از یک دستگاه خارجی دریافت می‌دارد، باعث خواهد شد تا از توان محدود باتری متضرر نشوند. شکل (۲) ساختار یک تحریک‌کننده اعصاب بدون باتری را نشان می‌دهد. از این دستگاه می‌توان برای تحریک عمقی مغز به منظور جلوگیری از بروز حملات و اختلالات عصبی به‌ویژه در بیماران پارکینسیون استفاده نمود [۳].




**شکل۲: تحریک‌کننده اعصاب بدون باتری [۳].**

کاشتینه‌های پزشکی ارتقاء یافته می‌توانند به بیماران برای رهایی از آسیب‌های روانی، بازیابی قدرت بینایی، شنوایی، قلبی و کاهش درد یاری رسانند. از جمله این کاشتینه‌های پیشرفته می‌توان به ضربان‌ساز قلب اشاره کرد. با توجه به دلایلی از جمله استرس و پیری، جمعیت تعداد بیماران مبتلا به بی‌نظمی ضربان قلب سالانه رو به افزایش است. ضربان‌ساز مصنوعی قلب به‌عنوان یک درمان، نقش حیاتی در تنظیم ضربان قلب داشته و به‌طور گسترده در جهان استفاده می‌شود.

ضربان‌ساز قلب، محرکی الکتریکی است که ضربان‌های الکتریکی متناوبی را تولید کرده و آن‌ها را به‌سوی الکترودهایی که در سطح قلب، درون عضله قلب و داخل جداره قلب جاسازی شده‌اند، هدایت می‌کند. تحریکی که به‌سوی قلب فرستاده می‌شود باعث منقبض شدن آن می‌گردد. این عمل قادر است در هنگام بیماری که قلب نمی‌تواند به خودی خود تحریکی را با میزان مناسب ایجاد کند به‌عنوان محرک مصنوعی مورد استفاده قرار گیرد. بیماری‌های مهمی که در آن‌ها از ضربان‌ساز قلب استفاده می‌شود به‌عنوان بیماران قلب مسدود شناخته شده‌اند[۴].

ضربان‌ساز از قطعات الکترونیکی و یک باتری کوچک ولی با طول عمر بالا طراحی شده است. باتری ضربان‌ساز به‌طور معمول می‌تواند ۱۰ تا ۱۲ سال عمر کند. کاهش توان باتری باعث خواهد شد تا پای بیمار دوباره به اتاق عمل و جراحی کشیده شود. برای تامین توان از دست‌رفته باتری ضربان‌ساز، راهکارهای گوناگونی در سال‌های گذشته مورد استفاده قرار گرفته است. نخستین راه، بهره بردن از سیم‌هایی بود که توان مورد نیاز را از بیرون بدن به ریزسیستم‌های داخل بدن انتقال می‌دادند اما چنین روشی با خطر ایجاد عفونت همراه بود و پایداری سیستم را محدود می‌ساخت[۵].

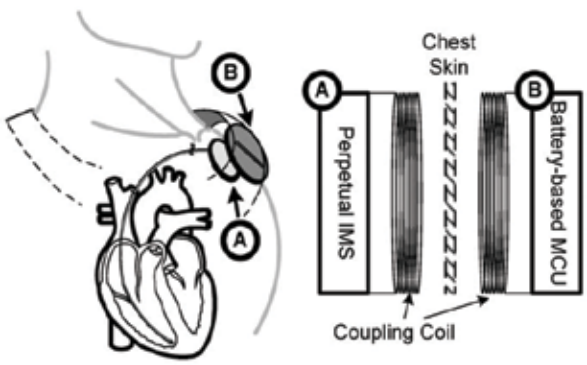
روش متداول دیگر، بهره بردن از باتری‌هایی با ظرفیت بالا، عمر



[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

طولانی و غیرقابل‌شارژ دوباره است. این روش اگر چه به‌صورت مطمئن، توان مورد نیاز کاشتینه را تامین می‌سازد اما به دلیل عمر و چگالی انرژی محدود باتری‌ها مدت زیادی دوام نمی‌آورد. درحقیقت محدودیت در فضایی که می‌توان در بدن به کاشتینه و باتری اختصاص داد موجب استفاده از باتری‌هایی با ظرفیت نه چندان زیاد (تا سقف A.hr ۶) می‌گردد که وابسته به عملکرد و مصرف توان کاشتینه باید پس از مدتی (بیشتر ۵ تا ۱۰سال) بسته به نوع و جنس باتری تعویض گردد. این تعویض مستلزم انجام عمل‌های جراحی است که هم هزینه فراوانی را بر بیماران و سیستم درمانی تحمیل می‌کند و هم برای سلامتی بیمار بسیار خطرناک است. علاوه بر این در برخی کاشتینه‌ها، برای مدت طولانی به توان بالا نیاز است که باتری‌های یاد شده قادر به تامین آن نمی‌باشند. به‌عنوان نمونه، باتری تغذیه کپسول آندوسکوپی یا تحریک عمقی مغز احتیاج به توان به مراتب قوی‌تری نسبت به کاشتینه‌ای مثل سمعک مصنوعی گوش دارد[۶].

در روش سوم و پیشنهادی این مقاله، با استفاده از انتقال بی‌سیم توان، یک منبع تغذیه بدون وقفه برای تامین توان از دست رفته باتری ضربان‌ساز قلب فراهم می‌شود. همان‌طورکه در شکل (۳) مشاهده می‌شود، راهکار پیشنهادی برای تامین توان مورد نیاز کاشتینه ضربان‌ساز قلب، انتقال توان توسط سیم‌پیچ‌های تزویج شده که در دو طرف بدن قرار خواهند داشت و با استفاده از روش تزویج الکتریکی خواهد بود. بدین ترتیب که سیم‌پیچ فرستنده در بیرون از بدن و یا در جلیقه‌ای جایگذاری می‌شود و سیم‌پیچ گیرنده در درون بدن و در خود کاشتینه ضربان‌ساز قلب قرار خواهد داشت. با توجه به محدودیت‌های بدن انسان باید فرکانس و توان سیگنال انتقالی به کاشتینه در حدود مشخصی محدود شود تا به بافت‌های زنده بدن آسیب نرساند. از دیگر مزایای استفاده از این روش می‌توان به تعداد عمل‌های جراحی که باید بر روی بیمار در طول مدتی از زندگی که از کاشتینه بهره می‌برد، اشاره کرد که بسیار کاهش می‌یابد و تنها کافی است چند روز یا چند هفته یک‌بار برای چند ساعت باتری کاشتینه خود را حتی در خانه و یا محل کار شارژ نماید. به لطف طراحی‌های جالب صورت گرفته در این زمینه حتی در این مدت زمانی که باتری کاشتینه در حال شارژ دوباره است، بیمار می‌تواند به فعالیت‌های روزمره خود ادامه دهد. البته ظرفیت این باتری‌ها نیز به‌مرور زمان کاهش می‌یابد و پس از تعداد دوره مشخصی از شارژ دوباره باید آن‌ها را تعویض نمود اما در حالت کلی این روش می‌تواند عمر مفید باتری و در نتیجه فاصله زمانی بین اعمال جراحی را تا سه برابر افزایش دهد.




**شکل۳: نحوه قرارگیری سیستم انتقال توان بی‌سیم در ضربان‌ساز .**

در این مقاله در نظر است روشی برای انتقال توان بی‌سیم به قلب مصنوعی، با رفع مشکلات قبلی پیشنهاد شود. این روش پیشنهادی براساس انتقال بی‌سیم به روش تزویج الکتریکی یا تزویج رزونانسی، متکی بر استفاده از میدان‌های الکترومغناطیسی تولید شده در فرکانس تشدید فرستنده است. این روش پیشنهادی، به بیماران قلبی که از ضربان‌سازهای قلب استفاده می‌کنند، کمک می‌کند تا از دردسر حمل تجهیزات، خطرات ناشی از جراحی‌های پرهزینه و مداوم خلاص شوند.

## ۲- استانداردهای ایمنی

یکی از تفاوت‌های اصلی میان انتقال توان بی‌سیم و سیمی، نگرانی درباره توانی است که به‌صورت تابشی، جذب بافت‌های بیولوژیکی بدن می‌شود. طبق آنچه گزارش شده است، در فرکانس‌های پایین‌تر از ۱۰۰ Hz میزان این جذب بسیار پایین بوده و در نتیجه افزایش دمای قابل اندازه‌گیری در بافت‌ها دیده نمی‌شود. اما در فرکانس‌های بالاتر این افزایش دما ممکن است موجب آسیب دیدن بافت یا آزار بیمار شود. اگر چه تاکنون هیچ استاندارد بین‌المللی به‌طور اختصاصی برای انتقال توان بی‌سیم درکاربردهای پزشکی ارائه نشده است، اما دو استاندارد بین‌المللی الکترومغناطیسی برای ایمنی عمومی وجود دارد که می‌توان از آن‌ها به‌عنوان مرجع استفاده کرد.

نخست استاندارد موسسه مهندسان برق و کامپیوتر امریکا (IEEE) برای حدود ایمن تابش الکترومغناطیسی به بدن انسان و دیگری کمیسیون بین‌المللی حفاظت از اشعه غیریونیزاسیون (ICNIPR) برای محدود کردن تابش میدان‌های متغیر با زمان الکتریکی و الکترومغناطیسی است. هر دوی این استانداردها حداکثر تابش مجاز را تعیین کرده‌اند. استاندارد IEEE بازه فرکانسی ۱Hz تا ۳۰۰ GHz و توصیه‌های ICNIPR بازه فرکانسی ۳Hz تا ۳۰۰ GHz را شامل می‌شود. در نتیجه هر دوی آن‌ها فرکانس معمول برای انتقال توان را که از ۳۰۰ KHz تا ۱۰۰ GHz است، در بر می‌گیرد. این بیشینه تحمل، طبق معمول بر اساس دو معیار بیشترین شار مغناطیسی و بیشترین قدرت میدان الکتریکی تعیین می‌شود[۷].

در سیستم انتقال توان باید به طراحی چند پارامتر مهم خیلی دقت شود، یکی از این پارامترها انتخاب فرکانس کاری مناسب است. تاثیر میدان‌های الکترومغناطیسی تولیده شده در فرکانس پایین بر بدن انسان خیلی کم است، اما از نظر سیستم انتقال تلفات توان بالایی خواهیم داشت که در نتیجه منجر به راندمان کم خواهد شد. از سوی دیگر انتقال توان در فرکانس‌های بالا می‌تواند با تولید میدان‌های الکترومغناطیسی قوی به بافت‌های داخل بدن آسیب برساند، همچنین با تولید جریان‌های بالا به خود مدارهای داخل کاشینه‌های پزشکی آسیب بزند. اما توان بالایی را می‌توان با تلفات توان کم منتقل کرد. پس انتخاب فرکانس‌کاری مناسب خیلی مهم است، که هم به بافت‌های درون بدن آسیب نرساند و هم با آن بتوان توان بالایی با کم‌ترین تلفات توان منتقل کرد و جدا از این‌ها باید با استانداردهای بین‌المللی مطابقت داشته باشد. مثلاً فرکانس‌هایی در محدوده مگاهرتز تا گیگاهرتز خیلی می‌توانند برای سلامتی انسان ضرر داشته باشند. با توجه به جنبه‌های بیان شده و چالش‌های پیش‌روی ما در این بخش به بیان محدوده‌های فرکانسی و تاثیر فرکانس بر روی بافت‌های بدن انسان بحث خواهد شد و با توجه به جنبه‌های ایمنی سعی خواهد شد تا به یک محدوده فرکانس‌کاری مناسب و سازگار با بدن و استانداردهای موجود برسیم. همچنین در ادامه این بخش با مطالعه و بررسی محدوده فرکانسی و میدان‌های الکترومغناطیسی تولید شده توسط سیستم انتقال توان بی‌سیم بر روی سلامتی حیوانات و گروه خاصی از افراد جامعه مثل زنان باردار

[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

سعی خواهد شد تا تاثیرات سیستم انتقال توان بررسی شود.

## ۳- تجربیات کلینیکی

دو استاندارد نام برده شده بر مبنای انجام آزمایش‌های کلینیکی و مطالعات بالینی روی حیوانات آزمایشگاهی و انسان‌های داوطلب به‌دست آمده است. همان‌طورکه گفته شد، در برخی کاربردهای انتقال بی‌سیم توان، لازم است تابش بیشتری در مقایسه با استانداردهای بیان شده، صورت گیرد. در نتیجه، ضروری است که اثرات بالینی تابش بیش از حد مجاز مورد تحقیق قرار گیرد. برای این کار آزمایش‌های بسیاری صورت گرفته که در ادامه به چند نمونه از آن‌ها اشاره شده است[۸].

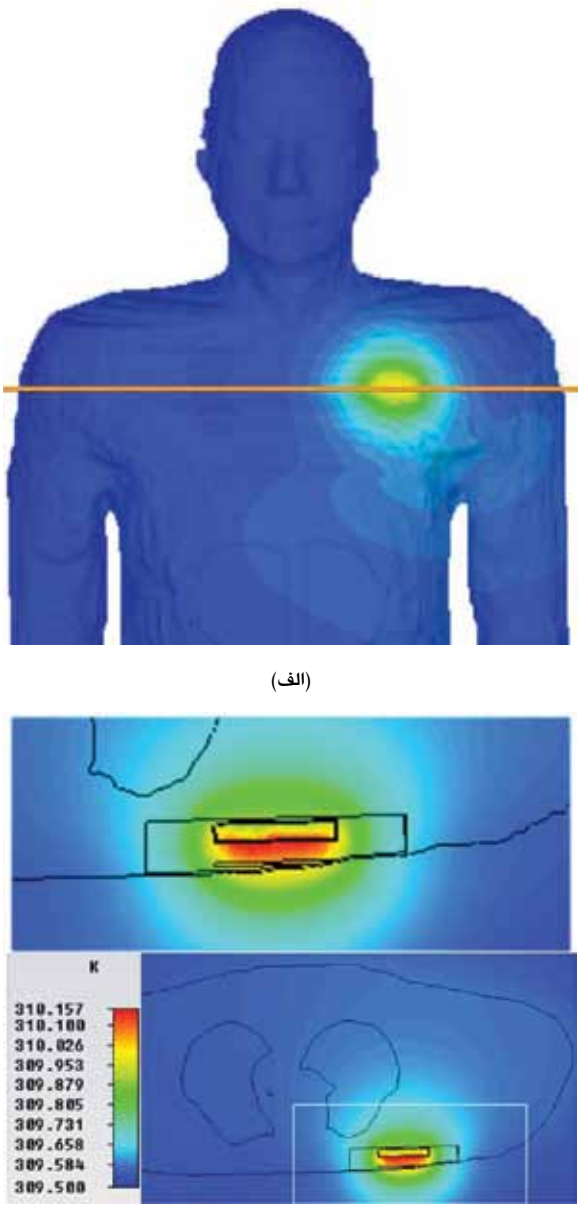
### ۳-۱- مطالعات سرطان و باروری

در زمینه سرطان و باروری به‌ویژه برای زنانی که در محل کار در معرض تابش زیاد امواج الکترومغناطیسی قرار دارند، مطالعاتی انجام شده که هیچ یک از آن‌ها نشان نمی‌دهد که تابش بیش ازحد منجر به افزایش شدید ابتلا به سرطان یا ناباروری گردد. البته کمابیش تمامی این آزمایش‌ها بر روی تعداد نمونه به نسبت کمی صورت گرفته است که امکان یک داوری کلی را فراهم نمی‌آورد.

### ۳-۲- مطالعات روی افراد داوطلب و یا حیوانات

براساس مطالعات انجام شده وقتی فرکانس از ۱۰۰ KHz تا ۱۰ MHz افزایش می‌یابد، اثر غالب تابش میدان‌های شدید از تحریک عصب و ماهیچه به تولید حرارت تغییر می‌کند. در ۱۰۰ KHz تنها یک حس گزگز ایجاد می‌شود. اما در۱۰ MHzسطح پوست گرم می‌گردد. بنابراین باید تا جایی که ممکن است، از تحریک و گرم شدن بافت‌های حساس جلوگیری شود. به‌عنوان نمونه مطالعات بسیاری روی تعدادی فرد داوطلب برای تعیین میزان گرم شدن بافت‌های تحت میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی MRI صورت گرفته است. تمامی این پژوهش‌ها نشان می‌دهند که اگر تمام بدن برای زمان کمتر از ۳۰ دقیقه زیر تابشی با نرخ جذب ویژه (SAR)، ۴W/kg باشد، افزایش دما در بافت‌ها کمتر از یک درجه سانتی‌گراد خواهد بود. علاوه بر این گزارش‌های بسیاری درباره آزمایش روی حیوانات آزمایشگاهی موجود است. بیشتر آن‌ها ابراز می‌دارند که تابش حدود ۴W/kg اگر چه موجب افزایش دمای سریع بافت به میزان حدود یک درجه می‌گردد، اما پس از آن دما پایدار می‌شود و ساز و کار جذب انرژی موجب افزایش بیشتر دما نمی‌شود. تابش امواج مایکروویو به مدت دو تا سه ساعت با SAR بین ۱۰۰W/kg تا ۱۴۰W/kg موجب آب مروارید آوردن چشم خرگوش‌ها شده است و دمای عدسی را تا ۴۳ سانتی‌گراد افزایش داده است. به‌عنوان نتیجه‌گیری باید گفت که نرخ جذب ویژه ۴W/kg یک حد آستانه در تامین ایمنی تابش است [۸]. اما پرسش اساسی اینجاست که آیا سیستم‌های انتقال توان کنونی می‌توانند این استانداردها را برآورده سازند یا خیر؟

در مقام پاسخ باید گفت در مواردی که توان مورد نیاز کم است، به‌طور معمول استاندارد رعایت می‌شود، یا تابش در حد مقدار مجاز است اما در مواردی که به ارسال بیش از ۱۰وات توان نیاز است، ممکن است چگالی شار مغناطیسی به حدود ۱۰μT یا حتی بیشتر برسد که حداکثر مجاز حدود ۳μT در فرکانس۱۰MHz را نقض می‌کند. همان‌طورکه در شکل (۴) مشاهده می‌شود، این میزان تابش در فرکانس‌های پایین توسط سیستم انتقال توان بی‌سیم استفاده شده در ضربان‌ساز قلب، موجب تغییر دمای زیادی نمی‌شود و حساس‌ترین بافت‌ها نیز قادر به تحمل آن هستند.




(الف)

(ب)

**شکل۴: توزیع دما در بدن توسط سیستم شارژ بی‌سیم برای ضربان‌ساز قلب تولید می‌شود. (الف) درجه حرارت در کل بدن انسان و موقعیت قرارگیری سیستم انتقال؛ (ب) درجه حرارت در سطح مقطع ضربان‌ساز.**

## ۴- چالش‌های طراحی

با وجود اینکه انتقال توان بی‌سیم یک راه حتمی برای تغذیه کاشتینه‌های پزشکی است، اما کماکان با مشکلات گوناگونی روبرو است. در این بخش ابتدا چالش‌های طراحی سیستمی مطرح می‌شود، سپس به‌صورت خاص چالش‌های سمت فرستنده و گیرنده بررسی می‌شود.

### ۴-۱- چالش‌های سیستمی

همان‌طور که در شکل (۵) نشان داده شده است، به‌طور کلی با پنج چالش اصلی در طراحی سیستمی مواجه هستیم. نخست، اندازه و ابعاد فرستنده و گیرنده است. از آنجا که فرستنده به‌طور معمول در خارج از بدن و گیرنده در داخل آن قرار دارد، اندازه گیرنده کوچک‌تر



[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

از فرستنده است و محدودیت‌های بیشتری برای آن وجود دارد. به‌عنوان نمونه اندازه یک کاشتینه پزشکی کمک‌کننده به شنوایی تنها حدود چند میلی‌متر و یک کاشتینه ضربان‌ساز حدود چند سانتی‌متر است. یک گرایش عمومی برای کاهش اندازه کل کاشتینه و اشغال فضای کمتر در بدن وجود دارد. این گرایش به‌درستی برای طراحان سیم‌پیچ‌های انتقال توان، چالش بزرگی ایجاد کرده است. زیرا با کاهش اندازه سیم‌پیچ ضریب کیفیت آن کاهش می‌یابد، ضریب تزویج کم می‌شود و فرکانس‌کاری باید بالاتر برده شود که منجر به جذب بیشتری در بافت‌های بدن می‌شود.




**شکل۵: چالش‌های سیستم انتقال توان بی‌سیم[۲].**

چالش دوم، فاصله ارسال توان است. نسبت فاصله سیم‌پیچ‌ها به قطر آن‌ها یک عامل تعیین‌کننده و کلیدی است. وقتی که اندازه سیم‌پیچ‌ها کوچک و فاصله بین آن‌ها زیاد باشد، ضریب تزویج به‌شدت کاهش می‌یابد. به‌عنوان نمونه اندازه یک کپسول آندوسکوپی حدود یک تا ده سانتی‌متر است. به همین دلیل بازده انتقال توان در این سیستم‌ها در بدترین حالت به ۰/۳درصد می‌رسد.

چالش سوم، ماده‌ای است که انتقال توان در آن صورت می‌گیرد. این ماده از جهت میزان جذب الکترومغناطیسی در فرکانس‌کاری مهم است. در این سیستم به‌طور معمول سه محیط انتقال وجود دارد. ابتدا هوا است که کم‌ترین جذب را دارد. سپس بافت بدن وجود دارد که جذب قابل توجهی انجام می‌دهد که وابسته به فرکانس‌کاری و سطح توان می‌تواند منجر به افزایش دمای بافت و حتی آزار دیدن بیمار شود. از آنجا که مدارات کاشتینه‌های پزشکی معمولاً داخل یک پوسته فلزی محافظت می‌شوند، جریان‌های گردابی در فلز می‌تواند منجر به اتلاف توان شود. همچنین اگر سیم‌پیچ داخل پوسته فلزی باشد، توان کمی به آن خواهد رسید. درصد توان عبوری به ضخامت پوسته وابسته است.

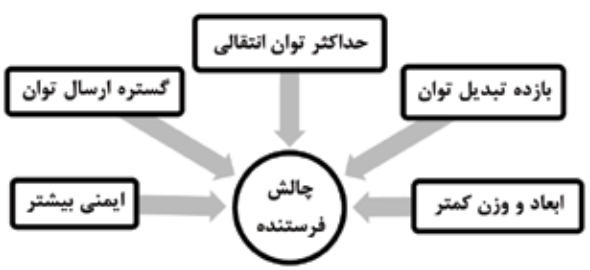
چالش چهارم، ناهم‌ترازی زاویه‌ای و محوری است. در حین انتقال توان ممکن است محور سیم‌پیچ‌ها به‌طور کامل بر هم منطبق نباشد و فاصله افقی بین آن‌ها ایجاد شود، یا دو سیم‌پیچ به‌طور کامل با هم موازی قرار نگیرند. در چنین ناهم‌ترازی‌هایی در هر دو صورت ضریب تزویج کاهش یافته و بازده انتقال توان به شدت افت می‌کند. سیستم باید بتواند مقدار مشخصی از این ناهم‌ترازی را تحمل کند تا در بدترین شرایط عملکرد سیستم متوقف نشود. به‌عنوان نمونه کپسول آندوسکوپی در مدت زمان عبور از سیستم گوارشی بارها چرخ می‌زند و زاویه آن با سیم‌پیچ فرستنده توان تغییر می‌کند. برای همین در طراحی‌های جدید سیم‌پیچ‌های ویژه‌ای با مقاومت بالا در برابر ناهم‌ترازی مد نظر است. چالش پنجم، سطح توان مورد نیاز است. در کاربردهایی مانند کاشتینه‌های ضبط سیگنال‌های عصبی، کمک به ناشنوایان و تحریک اعصاب، توان مورد نیاز پایین و معمولاً جریان‌کاری متوسط زیر ۱۰mA است. از آنجا که بیشتر با کاهش توان، بازده نیز کاهش می‌یابد در این موارد رسیدن به بهترین طراحی برای بازده بهینه مهم‌ترین چالش است. در مقابل در سیستم‌هایی مانند کاشتینه قلب مصنوعی که توان مورد نیاز بیشتر است، مهم‌ترین چالش مدیریت افزایش دما و جذب انرژی در بافت‌های بدن است[۲].

### ۴-۲- چالش‌های فرستنده

برای یک طراحی موفق باید تمامی چالش‌های هر دو سوی فرستنده و گیرنده درک شود. در این بخش پنج چالش اساسی که فرستنده با آن‌ها روبروست، مطرح می‌شود. این چالش‌ها در شکل(۶) نشان داده شده‌اند.

نخستین چالش، بیشترین توان انتقالی است. اگر چه پیش از طراحی و پیاده‌سازی سیم‌پیچ‌ها و مدارها نمی‌توان به‌طور دقیق بیشترین توان انتقالی را تعیین کرد. داشتن یک تخمین از آن برای لحاظ کردن مسایل حرارتی و ایمنی ضروری است. با توجه به تغییر وضعیت سیم‌پیچ‌ها نسبت به‌هم در حین انتقال توان و در نتیجه تغییرات بازده، باید بدترین حالت که کم‌ترین بازده است شناسایی شود و توان مورد نیاز ارسالی برای آن حساب گردد. به‌عنوان نمونه توان مورد نیاز برای کپسول‌های آندوسکوپی چیزی حدود ۱۰ تا ۳۰ میلی‌وات است. بدترین بازده می‌تواند ۰/۳ درصد باشد. در این حالت به توانی بیش از ۱۰وات در فرستنده نیاز است. چالش دوم، گستره ارسال توان است. در برخی از سیستم‌ها بازده توان می‌تواند در گستره بزرگی تغییر نماید. بنابراین فرستنده باید بتواند توان ارسالی را در یک گستره وسیع تغییر داده و برای تلفات کمتر توان و کمینه کردن ضررهای ناشی از تابش الکترومغناطیسی به بیمار تنظیم نماید. چالش سوم، بازده انتقال توان است. این بازده به‌طور عمده به مدارهای انتقال توان و به‌خصوص تقویت‌کننده توان مربوط است. در حقیقت انتخاب فرکانس‌کاری به عوامل گوناگونی وابسته است. از جمله این عوامل می‌توان به اندازه سیم‌پیچ‌ها، بازده در سمت گیرنده و فرستنده و نرخ جذب ویژه اشاره کرد. پس از انتخاب فرکانس باید بهینه‌سازی‌های مداری برای بهبود بازده انتقال توان در فرستنده انجام گیرد.

چالش چهارم، ابعاد و وزن فرستنده است. اگر چه محدودیت در این زمینه به اندازه گیرنده نیست اما چون معمولاً نیاز است بیمار هنگام استفاده از دستگاه انتقال توان، به کارهای روزانه خود برسد و دست‌کم بتواند آزادانه راه برود، بهتر است وزن و اندازه فرستنده تا حد ممکن کمتر و سبک باشد. چالش آخر، ایمنی بیشتر است. ایمنی فرستنده دو مساله را شامل می‌شود. مورد نخست افزایش حرارت مدارهای فرستنده و مورد دوم ایمنی تابش الکترومغناطیسی به بافت‌ها است. گرمای ایجاد شده بیشتر ناشی از ترانزیستور قدرت تقویت‌کننده و رسانای سیم‌پیچ است. این گرما در مواردی که توان ارسالی بسیار زیاد است ممکن است مشکل‌ساز باشد که بی‌شک باید از خنک‌سازی استفاده شود[۲].




**شکل۶: چالش‌های فرستنده[۲].**

### ۴-۳- چالش‌های گیرنده

درگیرنده که درون بدن قرار دارد نیز پنج چالش وجود دارد که در

[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

شکل (۷) دیده می‌شود.




**شکل۷: چالش‌های گیرنده [۲].**

چالش نخست، توان مورد نیاز است. این توان برای کاربردهای گوناگون متفاوت است. برای مثال توان مورد نیاز کپسول‌های آندوسکوپی و محرک‌های اعصابی در حد چند میلی تا چند ده میلی‌وات است، حال آن‌که این مقدار برای ضربان‌ساز قلب تا ۱۵وات نیز می‌رسد. در طراحی مدارات گیرنده نخستین چالشی که باید مدنظر قرار گیرد بیشترین توانی است که باید به بار تحویل داده شود. چالش دوم، ولتاژهای تغذیه است. بار سیستم انتقال توان بی‌سیم مداراتی هستند که ولتاژ تغذیه ثابتی می‌طلبند. مثلاً اگر مدارات دیجیتالی مانند ریزپردازنده‌ها وجود دارد، ولتاژ به نسبت ثابت ۱/۵ الی ۳/۸ ولت باید تامین شود. ولتاژ خروجی مدار با تغییر فاصله سیم‌پیچ‌ها یا موقعیت آن‌ها نسبت به یکدیگر تغییر می‌کند. به همین جهت به روش‌های مداری خاصی برای دستیابی به ولتاژ ثابت مورد نظر نیاز است. همچنین ممکن است به چند سطح ولتاژ نیاز باشد. چالش سوم، بازده توان در مدارات گیرنده است. هرچه توان کاهش و فرکانس افزایش یابد این بازده کمتر خواهد بود. از آنجا که بار، تعیین‌کننده میزان توان است، تنها عاملی که طراحان می‌توانند بهینه نمایند فرکانس است. در فرکانس‌های پایین این بازده می‌تواند تا ۹۰ درصد نیز برسد. چالش چهارم، پایداری و قابل اطمینان بودن توان است. نسبت به یک سیستم سیمی، انتقال توان سیستم بی‌سیم ناپایدارتر است. دلیل این ناپایداری، تغییرات فاصله و جهت‌گیری سیم‌پیچ‌ها نسبت به‌هم و همچنین تداخلات میدان‌های خارجی با میدان اصلی است. در نتیجه پایایی توان بی‌سیم برای بار غیرقابل پیش‌بینی است. طراحان باید تمامی عوامل ناپایدارکننده را در نظر بگیرند و در هر یک از حالاتی که منجر به کاهش یا قطع توان دریافتی می‌گردد، رفتار مناسب و امنی برای مدارات پیش‌بینی نمایند.

با توجه به کوچک بودن قطر سیم‌پیچ‌ها، فرکانس باید افزایش یابد که در طراحی ما با استفاده از یک مبدل کلیدزنی ولتاژ DC به یک ولتاژ AC با فرکانس ۳۰۰KHZ تبدیل خواهد شد. در بخش‌های بعدی مقاله علت اهمیت انتخاب فرکانس و وسواس در انتخاب فرکانس‌کاری مناسب توضیح داده خواهد شد. یک نوسان‌ساز یا تولیدکننده سیگنال وظیفه تولید این فرکانس را بر عهده خواهد داشت.

چالش پایانی، ابعاد و وزن گیرنده است. این اندازه از دو بخش ابعاد سیم‌پیچ و ابعاد مدارها تشکیل شده است. اندازه سیم‌پیچ با افزایش فرکانس‌کاری قابل کاهش یافتن است اما همان‌طورکه اشاره شد، این کار موجب افت بازده می‌شود. اندازه مدار بیشتر به‌وسیله عناصر غیرفعالی تعیین می‌شود. مثلاً تنظیم‌کننده ولتاژ در ورودی و خروجی به خازن‌هایی نیاز دارد که به‌طور معمول بزرگ‌تر از حدی هستند که در تراشه مجتمع‌سازی شوند. به‌طور خلاصه هدف اصلی در طراحی گیرنده، ساختن سیستمی کوچک، با دامنه بزرگ ولتاژ ورودی، پایدار و دارای بازده قابل‌قبول در توان‌های کم و فرکانس‌های بالا است[۲].

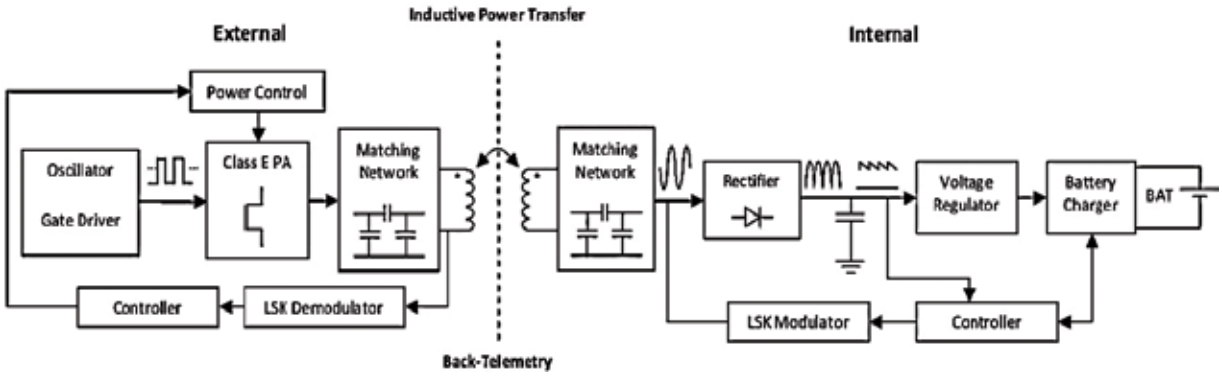
## ۵- مدار پیشنهادی

هدف از این بخش ارائه یک مدل سیستمی از انتقال توان بی‌سیم برای تامین توان یک کاشتینه ضربان‌ساز مصنوعی قلب به‌صورت بدون سیم و توضیح هر بخش از سیستم است.

همان‌طورکه در شکل (۸) نشان داده شده است، کل سیستم را می‌توان متشکل از سه بخش دانست. بخش نخست که وظیفه ارسال توان در هوا را بر عهده دارد که در بیرون از بدن قرار می‌گیرد و می‌تواند متغیر یا به‌صورت ثابت در جایی استقرار یابد. توان مورد نیاز برای تغذیه مدارهای این بخش به طور معمول به‌وسیله باتری تامین می‌شود. باتری در بخش فرستنده به برق شهر که یک ولتاژ AC با فرکانس ۵۰ HZ است وصل می‌شود که در ابتدا برق شهر توسط یک مبدل AC به DC، تبدیل به یک ولتاژ DC می‌شود.

در ادامه کار، این توان تولید شده با یک فرکانس مشخص، به یک تقویت‌کننده توان که توان AC را به سیم‌پیچ اولیه یا سیم‌پیچ فرستنده منتقل می‌کند، ارسال می‌شود. برای آنکه تشدید این سیم‌پیچ‌ها در فرکانس دلخواه باشد و بیشترین بازده ممکن به دست آید، از شبکه تطبیق خازنی استفاده می‌گردد که به‌طور معمول باید قابلیت تنظیم و تغییر داشته باشد. علاوه بر این، باید یک بخش مدیریت توان نیز وجود داشته باشد تا با کسب بازخورد از توان دریافتی در سمت گیرنده، فرکانس کاری و سطح توان را تغییر دهد و تنظیم نماید. با این کار می‌توان به بازده بهتر و عملکرد بهینه دست یافت.

بخش دوم مربوط به تزویج مغناطیسی است که به‌عنوان یک عنصر اختیاری در بعضی از سیستم‌ها برای انتقال توان با بازده مناسب به




**شکل۸: بلوک دیاگرام سیستم انتقال توان بی‌سیم پیشنهادی برای استفاده در کاشتینه ضربان‌ساز قلب**



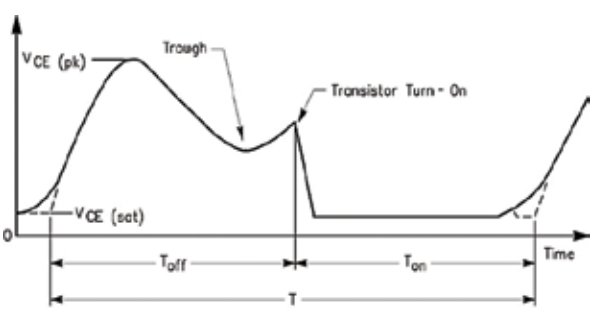
[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]

فاصله‌های دورتر، از یک تشدیدکننده میانی نیز استفاده می‌کنند که به نوعی نقش یک تقویت‌کننده توان را دارد.
بخش سوم گیرنده توان است که از سیم‌پیچ ثانویه و مدار تطبیق خازنی آن، مبدل ولتاژ AC به DC و عمل یکسوسازی، تنظیم‌کننده ولتاژ، شارژر باتری و مدار ارسال بازخورد تشکیل یافته است. تنظیم‌کننده ولتاژ ممکن است از هر دو نوع خطی یا کلیدزنی باشد تا سطح ولتاژ را به مقداری که شارژر با آن کار می‌کند برساند. اطلاعاتی که باید بازخورد شود طبق معمول شامل سطح توان دریافت شده، اتمام شارژ، شرایط ویژه که باید ارتباط قطع شود یا سطح شارژ باتری برای نشان دادن در نمایشگر بیرونی است. این اطلاعات باید با مدولاسیونی با کم‌ترین توان مصرفی ممکن و به‌وسیله همین تزویج مغناطیسی موجود ارسال شود. شارژر باتری با توجه به نوع باتری انتخابی باید دارای روش‌های کاری مختلفی مانند جریان ثابت، ولتاژ ثابت باشد و پالسی باشد که بتواند زیاد شدن دمای باتری در زمان شارژ و دیگر حالات ناامن را کنترل نماید.

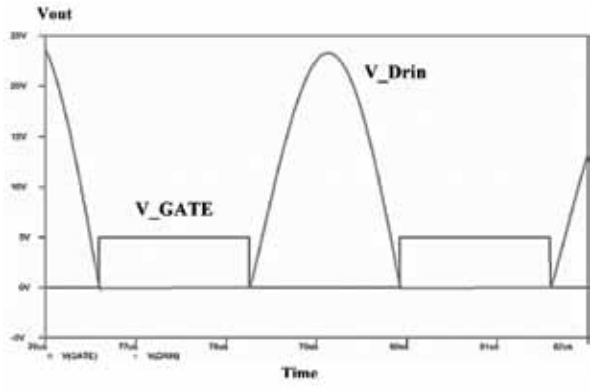
## ۶- نتایج

### ۶-۱- نتایج شبیه‌سازی

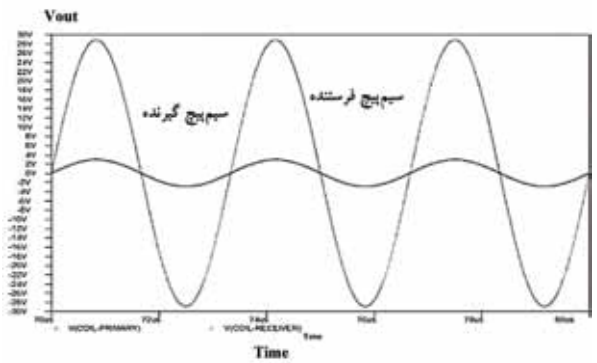
به‌منظور اینکه یک سیستم انتقال توان با بازدهی بالا و تلفات توان کم و در نتیجه انتقال بیشترین توان به بخش گیرنده طراحی کنیم، باید یک تقویت‌کننده توان پرقدرت و با کم‌ترین تلفات توان داشته باشیم. سویچینگ یا کلیدزنی از مهم‌ترین مسائل مربوط به داشتن یک تقویت‌کننده توان است. شکل (۹) تغییر شکل موج از شکل موج ایده‌آل را نشان می‌دهد. هرچه ما بتوانیم عمل کلیدزنی ترانزیستور توان را نزدیک به شکل ایده‌آل خود مانند شکل (۱۰) طراحی کنیم در نتیجه تلفات کاهش یافته و عمل کلیدزنی به بهترین نحوه ممکن انجام خواهد شد، خروجی ایده‌آل سیستم انتقال مانند شکل (۱۱) می‌شود.
برای کاهش تلفات کلیدزنی باید سه شرط اصلی زیر برقرار باشد:
۱- درصورت نیاز به خاموش کردن ترانزیستور قدرت، ولتاژ کلید تا زمانی که جریان آن صفر شود حدود صفر نگه داشته شود. یعنی با صفر نگه داشتن ولتاژ در لحظه خاموش شدن کلید باعث کاهش هم‌پوشانی جریان و ولتاژ شویم که به‌اصطلاح مدار به حالت کلیدزنی نرم یا ایده‌آل مانند شکل (۱۰) خواهد رفت.
۲- در صورت نیاز به روشن کردن ترانزیستور قدرت، ابتدا ولتاژ آن تا حدود صفر کاهش یابد و سپس جریان کلید شروع به افزایش کند.
۳- در زمان روشن کردن کلید همچنین باید نرخ تغییرات ولتاژ کلید در حد امکان کم باشد. این شرط تضمین می‌کند که در صورت به‌وجود آمدن تغییرات جزئی در بار یا غیرایده‌آل بودن المان‌های جانبی، باز هم شرط دو فراهم شود.




شکل۹: تغییر شکل موج از شکل موج ایده‌آل [۲].



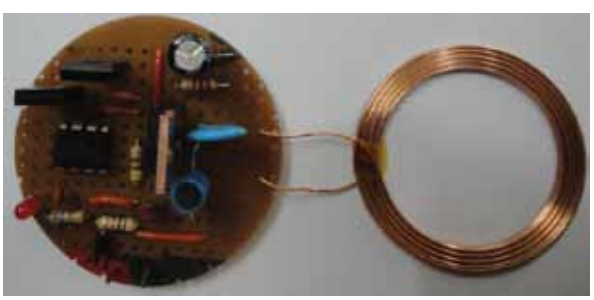

شکل۱۰: کلیدزنی ایده‌آل (کلیدزنی نرم).




شکل۱۱: خروجی سیم‌پیچ فرستنده و سیم‌پیچ گیرنده.

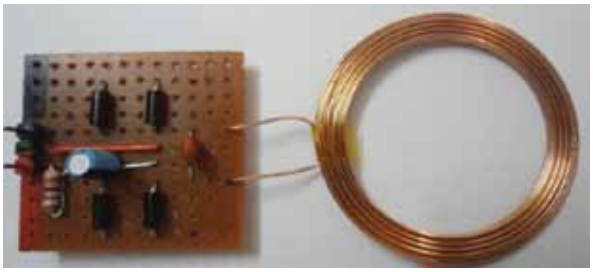
### ۶-۲- نتایج پیاده‌سازی

پس از انجام شبیه‌سازی یک مدل از مدار معرفی شده برای شارژ و کنترل عملکرد یک کاشتینه ضربان‌ساز مصنوعی قلب به‌صورت بی‌سیم در آزمایشگاه پیاده‌سازی شده که در شکل (۱۲) نمایش داده شده است. سیستم پیشنهادی در فرکانس ۳۰۰ KHz مورد سنجش قرار گرفته است. برای تست خروجی مدار گیرنده سیستم انتقال توان بی‌سیم به ۱۰عدد LED متصل و توان انتقالی سیستم مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج ثبت شده از سیستم انتقال توان بی‌سیم پیشنهادی، مؤثر بودن ساختار پیشنهادی از نظر ارسال بهینه توان، حساس نبودن به دید مستقیم، بازدهی بالا و تلفات کم نسبت به ساختارهای معمول به‌کار برده شده در سیستم انتقال توان تاکید خواهد داشت که در نهایت نمونه پیاده‌سازی شده در آزمایشگاه قادر خواهد بود توان مورد نیاز یک کاشتینه ضربان‌ساز قلب را با بیشترین ولتاژخروجی ۴/۵ VDC، بیشترین جریان خروجی ۴۸۰mA و بیشترین توان خروجی۲/۱۶ w تامین کند.

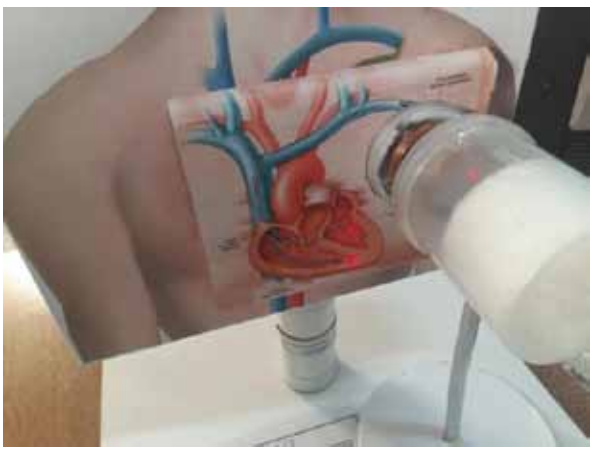


شکل ۱۲: (الف)

[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]



(ب)



(ج)

**شکل۱۲: مدار پیاده‌سازی شده سیستم انتقال توان بی‌سیم: الف) مدار فرستنده توان؛ ب) مدارگیرنده توان؛ ج) تست خروجی سیستم انتقال توان.**

مقادیر المان‌ها در طرح پیشنهادی نهایی مطابق جدول (۱) طراحی شده است.

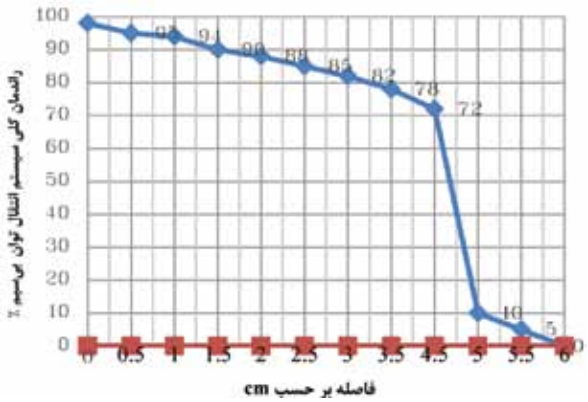
**جدول۱: مقادیر المان‌های استفاده شده در سیستم انتقال توان بی‌سیم**

| المان | مقدار | واحد اندازه‌گیری |
|---|---|---|
| منبع تغذیه | ۶ | Volt |
| فرکانس‌کاری | ۳۰۰ | KHz |
| تعداد دور سیم‌پیچ اولیه (فرستنده) | ۷ | دور |
| تعداد دور سیم‌پیچ ثانویه (گیرنده) | ۷ | دور |
| قطر سیم | ۵۰ | $mm^2$ |
| خازن تشدید | ۱۰ | nf |
| مقدار سلف اولیه (فرستنده) | ۳۰ | µf |
| مقدار سلف ثانویه (گیرنده) | ۳۰ | µf |

مقدار خازن و سلف‌های مدار رزونانس طبق رابطه (۱) برای فراهم شدن شرایط رزونانس طراحی شده است[۲].

$$Fr = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (1)$$

سیستم انتقال توان بی‌سیم پیشنهادی در فاصله‌های مختلف تست شده است. شکل (۱۴) نرخ تغییر بازده انتقال توان برحسب تغییر فاصله را نشان می‌دهد. همان‌طورکه در شکل (۱۴) مشخص می‌باشد با افزایش فاصله، مقدار توان ارسالی کاهش می‌یابد. یعنی انتقال توان از فاصله ۰/۵ سانتی‌متری شروع خواهد شد و انتقال توان در این تحقیق تا فاصله ۴/۵ سانتی‌متری ادامه خواهد داشت و پس از آن قطع خواهد شد.




**شکل۱۴: اثر مقدار فاصله بر راندمان تقویت‌کننده توان**

## ۷- نتیجه‌گیری

در این مقاله پس از بررسی روش‌های گوناگون انتقال توان بی‌سیم، محدودیت‌ها و چالش‌های روش‌های مختلف بررسی و پس از آن با هدف پیشنهاد این روش برای کاشتینه‌های پزشکی و به‌خصوص کاشتینه ضربان‌ساز مصنوعی قلب بررسی شد. در این مقاله سیستمی برای تامین توان مورد نیاز یک ضربان‌ساز مصنوعی قلب با استفاده از روش انتقال توان بی‌سیم به‌وسیله سیم‌پیچ‌های تزویج فرستنده و گیرنده که یکی در داخل و دیگری بیرون از بدن و استفاده از روش تزویج رزونانسی می‌باشد، پیشنهاد شد. به منظور رعایت موارد ایمنی محدودیت‌های خاصی بر روی فرکانس و توان سیگنال انتقالی اعمال شد تا به بافت زنده آسیب نرسد که در نهایت سیستم پیشنهادی در باند فرکانسی ۳۰۰ KHz با تطبیق امپدانسی مناسب بررسی شد و یک نمونه از این سیستم در آزمایشگاه پیاده‌سازی شد که قادر به انتقال توان بی‌سیم به یک ضربان‌ساز قلب در فاصله‌ی حدود ۴سانتی‌متری خواهد بود.

## ۸- مراجع


[1] J. Gozalvez, "WiTricity-The Wireless Power Transfer [Mobile Radio]," IEEE Vehicular Technology Magazine, vol. 2, pp. 38-44, 2007.

[2] T. Sun, X. Xie, and Z.Wang,"Wireless power transfer for medical microsystems ". New York: Springer, 2013.

[3] S. Rao and J. C. Chiao, "Body Electric: Wireless Power Transfer for Implant Applications," IEEE Microwave Theory and Techniques Society, vol. 16, no.2, pp. 54-64, 2015.

[4] P. Arzuaga, "Cardiac pacemakers: past, present and future," IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 17, pp. 21-27, 2014.

[5] S. Mandal and R. Sarpeshkar, "Power-Efficient Impedance-Modulation Wireless Data Links for Biomedical Implants," IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 2, pp. 301-315, 2008.

[6] T. Campi, S. Cruciani, F. Palandrani, V. D. Santis, A. Hirata, and M. Feliziani, "Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 64, pp. 633-642, 2016.

[7] "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz Amendment 1: Specifies Ceiling Limits for Induced and Contact Current, Clarifies Distinctions between Localized Exposure and Spatial Peak Power Density," IEEE Std C95.1a-2010 (Amendment to IEEE Std C95.1-2005), pp. 1-9, 2010.

[8] C. Xiao, K. Wei, D. Cheng, and Y. Liu, "Wireless Charging System Considering Eddy Current in Cardiac Pacemaker Shell: Theoretical Modeling, Experiments, and Safety Simulations," IEEE Transactions on Industrial Electronics, vol. 64, pp. 3978-3988, 2017.


***



[ Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-24 ]