پایان‌نامه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی برق- گرایش الکترونیک

دانشکده مهندسی- دانشگاه فردوسی مشهد

کاهش توان مصرفی فرستنده در قطعات کاشتنی

نگارش:

روح‌الله هاشمی

استاد راهنما:

دکتر میمندی نژاد

شهریور ۸۷

چکیده:

استفاده از قطعات کاشتنی میکروالکترونیک روز به روز افزایش می‌یابد. این قطعات در اندازه گیری ضربان قلب،ECG،EEG، اندازه‌گیری دما، PH و فشار کاربرد دارند. از خصوصیات مهم این قطعات توان مصرفی کم آنهاست.

در این پروژه سعی شده است روش‌هایی برای کم کردن مصرف توان قسمت فرستنده در این قطعات پیشنهاد شود. در واقع ایده این کار حذف بافر بین نوسان‌ساز و آنتن یا پایه خروجی IC است. در یکی از روش‌ها کاهش توان مصرفی فرستنده توسط اتصال مستقیم آنتن به VCO حاصل شده است. در این حالت به علت تغییرات امپدانس دیده شده از آنتن، فرکانس خروجی VCO دچار تغییراتی می‌شود که این تغییرات تاثیر مخربی بر ارسال داده وارد می‌کنند. در این روش با ارایه یک حلقه فیدبک فرکانس خروجی VCO پایدار شده است. علاوه بر این، در این پایان نامه پایه IC و تلفات توان ناشی از آن بررسی می‌شود. تلفات ناشی از شارژ و دشارژ کردن خازن پارازیتیکی پایه IC در قطعات کاشتنی باعث ایجاد مصرف توان نسبتا زیادی در IC می‌شود. در قسمت دیگری از پروژه تلفات توان ناشی از وجود خازن پایه IC کاهش یافته است. این کار توسط یک حلقه فیدبک منفی به همراه یک مدار تانک LC انجام می‌شود. همچنین در این گزارش طرح جدیدی برای پیاده‌سازی مداری تقسیم کننده فرکانس بر دو ارایه شده است. این مقسم فرکانس توانایی کارکرد در رنج فرکانسی پایین با مصرف توان کمتر نسبت به مقسم فرکانس‌های موجود را داراست.

فهرست

مقدمه ۱

فصل ۱ : مروری بر بعضی از کارهای انجام شده در زمینه قطعات کاشتنی ۳

۱-۱ مقدمه ۳

۱-۲ فرستنده و گیرنده‌های به‌کار رفته در قطعات کاشتنی ۵

۱-۲-۱ سی‌ستم‌های مبتنی بر مدولاسی‌ون‌های آنالوگ ۶

۱-۲-۱-۱ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون AM ٦

۱-۲-۱-۲ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون FM ۸

۱-۲-۲ سیستم‌های مبتنی بر مدولاسیون‌های دیجیتال ۱۰

۱-۲-۲-۱ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون FSK ۱۲

۱-۳ نتیجه‌گیری ۱۳

فصل ۲ : مقسم‌های فرکانس ۱۴

۲-۱ مقدمه ۱۴

۲-۲ مقسم‌های فرکانس ساخته شده با لچ ۱۴

۲-۲-۱ مقسم فرکانس وست و اشراقیان ۱۵

۲-۲-۲ مقسم فرکانس fujishima ۱۶

۲-۲-۳ مدار رضوی ۱۸

۲-۲-۴ مدار wang ۲۰

۲-۲-۵ مدار chen ۲۱

۲-۲-۶ مدار wong ۲۲

۲-۲-۷ مدار X.P.Yu ۲۴

۲-۲-۸ مدار Z.Gu ۲۶

۲-۲-۹ مقسم فرکانس TSPC ۲۸

۲-۳ مقسم‌های فرکانس تزریق قفل ۳۳

۲-۳-۱ مدل سازی ILO ها ۳۴

۲-۴ مقسم فرکانس میلر ۳۸

۲-۵ مقسم فرکانس پیشنهادی ۴۰

۲-۶ نتیجه‌گیری ۴۶

فصل ۳ : پایدارسازی فرکانس VCOهای LC نسبت به تغییر امپدانس آنتن ۴۷

۳-۱ مقدمه ۴۷
۳-۲ بررسی اثر آنتن بر روی فرکانس خروجی VCO ۴۸
۳-۳ پایدارسازی فرکانس خروجی فرستنده با وجود اثر آنتن ۵۴
۳-۳-۱ بلوک VCO ۵۶
۳-۳-۲ بلوک مقسم فرکانس ۵۷
۳-۳-۳ بلوک تاخیر ۵۹
۳-۳-۴ بلوک PFD-CP ۶۱
۳-۴ بررسی دینامیک سیستم پیشنهادی ۶۳
۳-۵ شبیه‌سازی ۶۵
۳-۶ نتیجه‌گیری ۶۷
فصل ۴ : کاهش توان مصرفی VCO حلقوی متصل به پایه IC ۶۸
۴-۱ مقدمه ۶۸
۴-۲ بررسی اثر خازن پایه IC بر روی توان مصرفی در قطعه کاشتنی ۶۸
۴-۳ ارایه راه‌حلی برای کاهش توان مصرفی ناشی از خازن پایه IC ۷۰
۴-۳-۱ بلوک VCO ۷۶
۴-۳-۲ بلوک Pulse Shaper ۷۶
۴-۳-۳ بلوک PFD-CP ۷۸
۴-۴ نتایج شبیه‌سازی ۸۱
۴-۵ نتیجه‌گیری ۸۳
مراجع ۸۴

مقدمه:

در سالهای اخیر مهندسی طب زیستی[1] به پیشرفت‌های تکنولوژیکی شگفت‌آوری دست یافته است. از زیرمجموعه‌های این رشته که نسبتا پیشرفت بیشتری داشته است می‌توان به قطعات کاشتنی میکروالکترونیک اشاره کرد. این رشته با ساخت یک مولد پالس[2] در ۵۰ سال پیش ابداع شد و در دو دهه گذشته با سرعت بیشتری رشد کرده است. سیستم‌های اندازه‌گیری کاشتنی در اندازه گیری ضربان قلب،ECG،EEG، اندازه‌گیری دما، PH و فشار کاربرد دارند[۱].

خصوصیت ذاتی این قطعات یعنی کار گذاشته شدن آنها در کنار و داخل بدن، بسیاری از محدودیت‌ها را از جمله لزوم مصرف توان پایین آنها، کوچک بودن سطح تراشه و محدود بودن فرکانس کاری، بر آنها اعمال می‌کند. این چنین به نظر می‌رسد که با ساخت ترانزیستورهای کم مصرف در ابعاد کوچک این محدودیت‌ها تا حدی کمتر شده است.

این سیستم‌ها برای مشاهده خصوصیات بدن مانند فشار خون، ضربان قلب، سیگنال‌های عصبی و غیره و یا تحریک قسمتی از بدن مانند تحریک اعصاب به کار می‌روند. هر دو این سیستم‌ها معمولا از دو قسمت تشکیل شده‌اند. قسمت اول در داخل بدن کار گذاشته می‌شود و به آن implant گفته می شود. قسمت دوم در بیرون بدن قرار دارد.

برای رد وبدل داده و توان بین این دو قسمت نیاز به فرستنده و گیرنده است. با توجه به لزوم مصرف توان کم در این قطعات، در این گزارش سعی شده است روش‌هایی برای کم کردن مصرف توان پیشنهاد شود.

در ابتدا برای آشنایی بیشتر با قطعات کاشتنی به تشریح مختصر یک سیستم کاشتنی می‌پردازیم. در روش‌های پیشنهاد شده مقسم فرکانس یکی از المان‌های حساس و مهم است. در فصل دوم به بررسی انواع

---

[1] Biomedical engineering
[2] pacemaker

مقسم‌های فرکانس ارایه شده و ارایه مقسم فرکانس پیشنهادی پرداخته می‌شود. یکی از بلوک‌هایی که توان قابل توجهی مصرف می‌کند فرستنده است. در فصل سه روشی برای کاهش توان مصرفی فرستنده بوسیله اتصال مستقیم آنتن به VCO ارایه می‌شود. در فصل چهار نیز روشی برای کاهش توان تلفاتی ناشی از وجود خازن پایه IC[1] ارایه می‌شود.

[1] Integrated Circuit

فصل ۱

مروری بر بعضی از کارهای انجام شده در زمینه قطعات کاشتنی[1]

۱-۱ مقدمه:

هدف این فصل مروری گذرا بر ساختار فرستنده‌های[2] استفاده شده در سیستم‌های اندازه‌گیری است. سیستم های اندازه‌گیری کاشتنی در اندازه گیری ضربان قلب،ECG،EEG، اندازه‌گیری دما، PH و فشار کاربرد دارند[۱].

این سیستم‌ها معمولا از دو قسمت تشکیل می‌شوند: قسمت اول که در داخل بدن قرار داده می‌شود- به این قسمت قطعه کاشته شده یا implant گفته می‌شود - و برای اندازه‌گیری یک پارامتر یا تحریک قسمتی از بدن به کار می‌رود. این قطعه باید کوچک و دارای توان مصرفی کم باشد. همچنین این قطعه باید دارای سازگاری خوبی با بدن باشد و از پایداری خوبی نیز برخوردار باشد[۲].

قسمت دوم در بیرون از بدن قرار دارد. این قسمت می تواند یک مدار کوچک روی سطح بدن یا کاملا جدا از بدن باشد. این قطعه خود می‌تواند با یک گیرنده دیگر به همراه یک کامپیوتر برای پردازش و ذخیره داده‌ها در ارتباط باشد.

قطعات کاشتنی را از نظر نحوه تغذیه می‌توان به دو دسته تقسیم کرد. دسته اول از باطریی که در داخل قطعه قرار می‌گیرد، تغذیه می‌شوند. در این روش معمولا از یک باطری لیتیوم[3] استفاده می‌شود. عمر این باطری‌ها ممکن است تا چند سال برسد[۳].

دسته دوم توسط قطعه بیرون بدن تغذیه می‌شوند. در دسته دوم انتقال توان می‌تواند از طریق تزویج سلفی صورت پذیرد. به این معنا که در داخل و بیرون بدن دو عدد سلف قرار داده می‌شود. انرژی که به سلف بیرونی داده می‌شود می‌تواند از طریق تزویج بین دو سلف به سلف داخل بدن راه پیدا کند و سپس

---

[1] Implantable devices
[2] Transmitters
[3] lithium battery

بعد از یکسوسازی و عبور از فیلتر پایین‌گذر، ولتاژ تغذیه قطعه کاشتنی را فراهم کند.

روش دوم (تزویج سلفی) دارای این مزیت است که از سطح سلامتی بالاتری برای بدن برخوردار است ومشکل خالی شدن باطری را ندارد. یکی از مشکلات این روش، جذب انرژی سیگنال توسط بدن[1] است که می تواند باعث تضعیف سیگنال و یا حتی آسیب رسیدن به بافت داخلی بدن شود. به همین دلیل فرکانس سیگنالی که بین قطعه کاشتنی و قطعه بیرونی به کار می‌رود، در حد چند مگاهرتز - معمولا کمتر از 20MHz – است. از مشکلات دیگر این روش بازدهی توان کم آن است. تلفات توان در بافت بدن با نسبت توان دو فرکانس کریر زیاد می‌شود[٤]. از مشکلات دیگر این روش حساسیت آن به تزویج بین دو سلف است[٤].

برای تغذیه مولدهای پالس معمولا از باطری استفاده می‌شود در حالیکه برای محرک‌های عصبی[2] اندازه باطری‌های مورد نیاز بزرگتر از اندازه منطقی آنها می‌شود و به همین دلیل برای تغذیه آنها به جای باطری از روش تزویج سلفی استفاده می‌کنند[٥].

مصرف توان در قطعه کاشتنی به دو دلیل باید کم باشد: ١- به دلیل اینکه قطعه کاشتنی در داخل بدن کاشته می‌شود، رساندن توان به آن مشکل است و ٢- اگر مصرف توان قطعه کاشتنی از چند میلی‌وات بیشتر باشد، ممکن است سبب سوختگی بافت بدن شود. بنابراین کم کردن مصرف توان در این قطعات اهمیت فراوانی دارد. قسمت اصلی مصرف توان در قسمت‌های فرستنده، گیرنده، بلوک بازیابی کلاک و داده[3] و تقویت‌کننده است. برای کم کردن توان مصرفی، این قسمت‌ها باید به خوبی طراحی شوند. بنابراین کم کردن توان مصرفی فرستنده از اهمیت خاصی برخوردار است.

در سیستمهای اندازه‌گیری کاشتنی یک خط ارتباطی برای ردوبدل اطلاعات بین قطعه کاشتنی و قطعه بیرونی قرار دارد. این ارتباط می‌تواند از قطعه کاشتنی به بیرون و یا بالعکس باشد. به عنوان مثال در یک

---

[1] EM absorption
[2] neural stimulators
[3] Data/clock recovery

سیستم اندازه‌گیر فشار خون، اطلاعات مربوط به فشار خون باید از قطعه کاشتنی به بیرون فرستاده شوند ولی در یک سیستم محرک عصبی، فرمان تحریک از بیرون به قطعه کاشتنی فرستاده می‌شود.

در حالت کلی دو نوع خط ارتباطی موجود است: خط ارتباطی باسیم و خط ارتباطی بیسیم. از خطوط ارتباطی باسیم معمولا در سیستم‌های کاشتنی استفاده نمی‌شود زیرا از عبور دادن سیم از میان بافت بدن اجتناب می شود. شکستن سیمها،قطع شدن کانکتورهای متصل به سر، ممانعت حیوانات نسبت به وصل کردن این سیمها و تداخل نویز با سیگنال از مشکلات این نوع ارتباط است[۵]. بنابراین در سیستم‌های کاشتنی از ارتباط بیسیم استفاده می‌شود. برای ارسال داده با توجه به محدود بودن توان مصرفی قطعه کاشتنی و طول آنتن فرستنده یا گیرنده در ارتباط بیسیم، نیاز به یک مدولاسیون داده است. مدولاسیون‌های به‌کار رفته را می‌توان به دو دسته کلی مدولاسیون‌های آنالوگ و دیجیتال دسته بندی کرد. در ادامه به بررسی فرستنده و گیرنده‌های استفاده شده در قطعات کاشتنی بر حسب نوع مدولاسیون به کار رفته در آنها می-پردازیم.

۱-۲ فرستنده و گیرنده‌های به‌کار رفته در قطعات کاشتنی

ساختارهای فرستنده‌ها بسته به نوع مدولاسیون به کار رفته در آنها ممکن است به کلی با یکدیگر متفاوت باشد. بنابراین معقول است که فرستنده های مختلف را بر حسب نوع مدولاسیون دسته‌بندی کرد.

ساختارهای ارایه شده برای فرستنده‌ها بر اساس مدولاسیون به کار رفته، دارای انواع متعددی است. از جمله این مدولاسیون‌ها می توان به مدولاسیون‌های AM[1] و FM[2] در مدولاسیون‌های آنالوگ و مدولاسیون‌های ASK[3] ، FSK[4] ، PSK[1] و LSK[2] در مدولاسیون‌های دیجیتال اشاره کرد. در ادامه برخی از آنها شرح داده می‌شود.

---

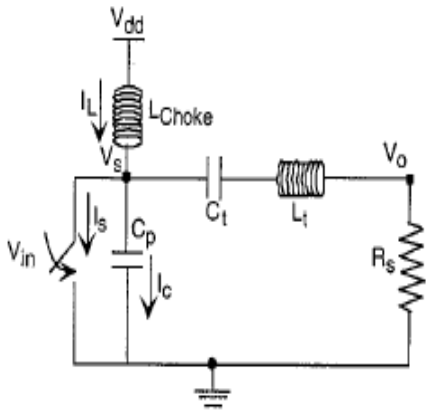
[1] Amplitude Modulation
[2] Frequency Modulation
[3] Amplitude Shift Keying
[4] Frequency Shift Keying

۱-۲-۱ سیستم‌های مبتنی بر مدولاسیون‌های آنالوگ

۱-۲-۱-۱ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون AM

در مدولاسیون AM یک سیگنال با فرکانس ثابت – که کریر خوانده می‌شود- بوسیله سیگنال حاوی اطلاعات– که پهنای‌باند آن کمتر از فرکانس سیگنال کریر است– مدوله می‌شود. در این مدولاسیون تغییرات پوش سیگنال کریر مانند تغییرات سیگنال داده است.

چون در قطعات کاشتنی توان مصرفی یکی از پارامترهای مهم در طراحی است، سعی می‌شود که از روش‌های ارسال داده با تلفات کم استفاده شود. یکی از قسمت‌های فرستنده که تلفات توان بیشتری نسبت



شکل۱-۱ تقویت کننده کلاس E [٦]

به دیگر قسمت‌ها دارد، تقویت‌کننده قدرت[۳] است که خروجی آن به آنتن فرستنده می‌رود. بنابراین سعی می‌شود که در این تقویت‌کننده تلفات توان تا حد امکان پایین باشد. در بسیاری از فرستنده‌های AM طراحی شده، برای نیل به این مقصود از تقویت‌کننده کلاس E به عنوان تقویت‌کننده قدرت استفاده می شود. در[٦] اصول کار یک تقویت‌کننده کلاس E به اختصار توضیح داده شده است. در این طرح از مدار شکل۱-۱ برای تولید سیگنال کریر سینوسی استفاده شده است.

در تقویت‌کننده کلاس E، ترانزیستور قدرت – که به عنوان سوییچ استفاده شده است – یا قطع

---

[1] Phase Shift Keying
[2] Load Shift Keying
[3] Power Amplifier

است ویا در اشباع (برای ترانزیستور هایCMOS ،در ترایود) در هر دو حالت قطع و اشباع، توان تلف شده توسط ترانزیستور عملا ناچیز است. برای دست‌یابی به مدولاسیون AM می توان جریان بار I_L را با سیگنال مدوله‌کننده متناسب کرد[٦].

اگر بین فرکانس ولتاژ Vin وفرکانس تشدید تانک LC اختلافی وجود داشته باشد، تلفات توان زیاد می‌شود. علت این پدیده این است که سوییچ در لحظاتی روشن و خاموش می‌شود که ولتاژ دو سر آن و جریان عبوری از آن به اندازه کافی پایین نیست. به عنوان مثال اگر فرکانس V_{in} به اندازه 10% با ولتاژ V_o تفاوت داشته باشد، باعث کاهش بازدهی به میزان 50% می‌شود[٦].

برای دستیابی به بازدهی[1] بالا باید تلفات کلید – که می تواند یک ترانزیستور باشد – را کم کرد. برای رسیدن به این هدف کلید باید زمانی خاموش شود که جریان یا ولتاژ دو سر آن کوچک باشند.

برای حل این مسئله یک مدار فیدبک طراحی شده است که با نمونه برداری از خروجی V_o و مقایسه فرکانس آن با ولتاژ V_{in} این کار را انجام می دهد[٦].

این تقویت‌کننده در فرستنده‌ای استفاده شده است که برای یک implant طراحی شده است. سیگنال خروجی این فرستنده یک سیگنال مدوله شده AM است که توسط تقویت‌کننده قدرت کلاس E تقویت می‌شود. در این کار فرستنده جریان 212mA را از تغذیه 9v مصرف می کند. فرکانس کریر برابر3.9MHz و بازده توان 70% – 50 است[٦].

۱-۲-۱-۲ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون FM

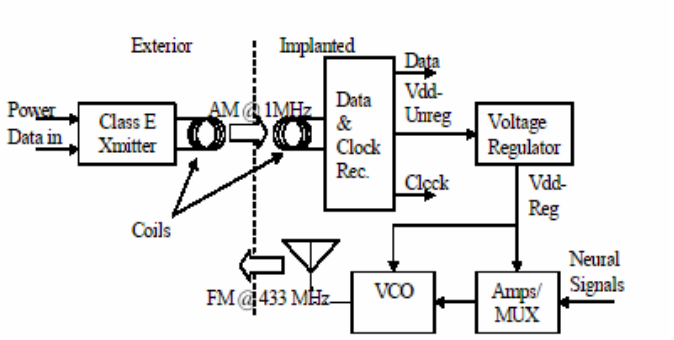
در مدولاسیون FM فرکانس سیگنال کریر متناسب با سیگنال داده عوض می‌شود. دامنه سیگنال کریر ثابت است و در دامنه سیگنال مدوله شده، داده‌ای قرار ندارد. بنابراین با تضعیف شدن یا اعوجاج در دامنه سیگنال فرستنده، اطلاعات از بین نمی‌روند و این یکی از مزایای این مدولاسیون نسبت به مدولاسیون

---

[1] efficiency

AM است. اما در این مدولاسیون معمولا پهنای باند بیشتری مصرف می‌شود. بنابراین یک مصالحه[1] بین پهنای باند و SNR دریافتی پدید می‌آید.

برای دستیابی به مدولاسیون FM معمولا از یک VCO استفاده می‌شود. در این طرح سیگنال داده به ولتاژ کنترل VCO اعمال می شود و فرکانس خروجی VCO متناسب با سیگنال داده تغییر می‌کند. به عنوان مثال فرستنده‌ای که در[۷] طراحی شده است شامل یک VCOو یک تقویت کننده کم نویز است. این فرستنده در یک



شکل۱-۲ بلوک دیاگرام سیستم استفاده شده در[۷]

سیستم کاشتنی به‌کار رفته است. این سیستم برای اندازه‌گیری عصبی استفاده شده است. بلوک دیاگرام این سیستم در شکل۱-۲ نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود این سیستم از دو قسمت تشکیل شده است. قسمتی که در بیرون بدن قرار دارد و توان را از طریق تزویج سلفی از بیرون به implant انتقال می‌دهد. از همین طریق می‌توان دستورات (command) را به این قطعه اعلام کرد[۷]. این دستورات بوسیله مدولاسیون AM روی سیگنالی که برای ارسال توان فرستاده می‌شود با فرکانس کریر پایین – این فرکانس باید به قدری پایین باشد تا مشکلات جذب الکترومغناطیسی توسط بافت بدن[2] بوجود نیاید.- ارسال می شود[۷]. فرکانس کریر مرکزی فرستنده برابر 4MHz انتخاب شده است. علت این انتخاب دلایل صنعتی ونزدیک بودن آن به استاندارد ISM است.

[1] trade off
[2] EM absorption by tissue

قسمت دوم implant است که از بلوک‌های بازیابی داده و کلاک[1]، فرستنده و تنظیم کننده ولتاژ تغذیه تشکیل شده است.

بلوک بازیابی داده وکلاک برای همزمان‌سازی بین قطعه بیرونی و implant به کار می‌رود. داده‌ای که از بیرون به implant فرستاده شده است – این داده می‌تواند یک دستور باشد – ممکن است دچار تضعیف و یا اعوجاج شود. همچنین implant از زمان رسیدن دستور بی‌اطلاع است. بنابراین در قطعه بیرونی یک کلاک[2] مرجع تولید می‌شود و سعی می‌شود دیگر کلاک‌های سیستم با این کلاک همزمان باشند و داده دریافتی در implant با این کلاک همزمان شود.

بلوک تنظیم‌کننده ولتاژ تغذیه برای ایجاد ولتاژ تغذیه مدار طراحی شده است. توان ارسال شده از طریق تزویج سلفی دارای شکل موج سینوسی است و برای ایجاد ولتاژ DC تغذیه، ابتدا باید یکسو وسپس روی مقدار مورد نظر تنظیم شود. این کار در بلوک تنظیم‌کننده ولتاژ تغذیه صورت می‌گیرد.

در فرستنده داده این سیستم از یک VCO ضربدری[3] مکمل استفاده شده است. انتخاب VCO ضربدری برای راحتی پیاده‌سازی مدولاسیون FM به وسیله آن و نویز فاز کمتر نسبت به نوسان‌سازهای حلقوی بوده است. خروجی VCO مستقیما به آنتن می‌رود و نیازی به استفاده از تقویت‌کننده توان نیست.

فرکانس مرکزی VCO برابر 420MHz وماکزیمم تغییرات فرکانس 22MHz است. سطح تراشه اشغال شده توسط VCO برابر 117μm*76.5μm و توان مصرفی آن برابر 159μW است. برای این VCO از سلف بیرون تراشه به اندازه 47nH به خاطر بالا بودن Q آن استفاده شده است. نویز فاز اندازه‌گیری شده در فاصله 600kHz از فرکانس کریر برابر 104.4dBc/Hz- است. این فرستنده در پراسس 5μm. طراحی شده است و توان مصزفی آن برابر 465μW است[۷].

---

[1] Clock & Data Recovery
[2] clock
[3] Cross-coupled

۱-۲-۲ سیستم‌های مبتنی بر مدولاسیون‌های دیجیتال

در مدولاسیون‌های دیجیتال، یک سیگنال گسسته مدوله و ارسال می‌شود. اگر سیگنال داده پیوسته باشد، ابتدا با یک مقدار کوانتیزاسیون قابل قبول از آن نمونه‌برداری می‌شود و به یک سیگنال گسسته تبدیل می‌شود. در مدولاسیون‌های آنالوگ ازکمیت SNR برای تعیین کیفیت سیگنال استفاده می‌شود درحالیکه در مدلاسیون‌های دیجیتال از کمیت BER[1] بدین منظور استفاده می‌شود. این کمیت برابر نسبت بیت‌های خطای دریافت شده به کل بیت های دریافتی است.

ASK ساده‌ترین مدولاسیون دیجیتال است. این مدولاسیون به راحتی قابل پیاده‌سازی است و همزمان‌سازی[2] فرستنده و گیرنده در آن ساده‌تر از مدولاسیون FSK است[٤]. ولی در این نوع مدولاسیون به علت تغییرات دامنه سیگنال ارسالی، بازدهی توان این روش به طور نسبی کم است. زیرا با تغییر فاصله implant و قطعه بیرونی، سیگنال داده دریافتی تغییر می‌کند و به دلیل تغییرات توان ارسالی، مصرف توان در این نوع مدولاسیون بالا است[۱]. در گذشته به دلیل سادگی مدولاسیون ASK ، از این مدولاسیون استفاده می‌شده است ولی اکنون به علت پایین بودن بازدهی توان این مدولاسیون و توان نسبتا بالای آن – با توجه به نیاز به کم کردن توان مصرفی در BER ثابت این مدولاسیون معمولا استفاده نمی‌شود[۸].

از معایب دیگر مدولاسیون ASK نیاز آن به یک فیلتر باند باریک در گیرنده است که این خود یک تانک LC با Q بالا را لازم دارد در حالیکه در مدولاسیون FSk پهنای باند فیلتر می‌تواند به اندازه فاصله بین دو فرکانس مدوله کننده باشدو در نتیجه Q کمتری لازم دارد[٤].

در حال حاضر معمولا از مدولاسیون‌های BPSK[3] و BFSK[1] به علت سادگی، SNR مورد نیاز کمتر – برای یک BER ثابت – وبازدهی توان بهتر آنها استفاده می‌شود. یکی از عیوب این روشها بازدهی پهنای باند کم (معمولا 1bite/symbol/Hz) و پهنای باند کم آنها (در حدود چند مگاهرتز) است[۸].

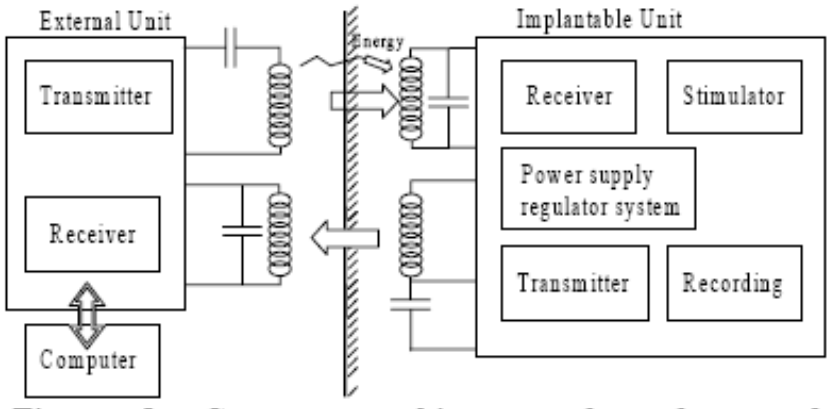
---

[1] Bit Error Rate
[2] syncronization
[3] Binary Phase Shift Keying

به علت استفاده بیشتر از مدولاسیون FSK در قطعات کاشتنی در زیر یکی از سیستم‌هایی که از این مدولاسیون استفاده می‌کند، توضیح داده می‌شود.

۱-۲-۲-۱ سیستمی مبتنی بر مدولاسیون FSK

در ارسال داده و توان از طریق تزویج سلفی یک مصالحه بین نرخ داده ارسالی و بازدهی توان وجود دارد. برای دستیابی به ماکزیمم بازدهی توان، فرکانس کریر ارسالی از قطعه بیرونی به implant باید تا حد ممکن کوچک باشد(برای جلوگیری از اتلاف توان در بافت بدن). اما این کار سبب پایین آمدن پهنای باند و در نتیجه کاهش نرخ داده ارسالی می‌شود[۹]. رنج فرکانسی 6-10 MHz در مرجع[۹] رنج کارا معرفی شده است. در این مرجع یک محرک در پراسس BiCMOS .7µm طراحی شده است. شماتیک این کار در شکل ۱-۳ آمده است.



شکل ۱-۳ بلوک دیاگرام سیستم ارایه شده در [۹]

همان‌طور که دیده می‌شود، توان تغذیه و دستورات از طریق یک تزویج سلفی از بیرون به implant فرستاده می‌شود. سیگنال دریافتی در implant به مدار گیرنده و تنظیم‌کننده ولتاژ داده می‌شود. این سیگنال در بلوک Power Supply regulator یکسو و به ولتاژ DC تبدیل می‌شود و به عنوان تغذیه مدار به قسمت-های مختلف مدار می‌رود. از همین سیگنال در گیرنده پس از دمدوله شدن،دستورات استخراج می‌شوند. در این کار از مدولاسیون BFSk استفاده شده است. برای دستیابی به حداکثر بازدهی توان فرکانس‌های متناظر

---

[1] Binary Frequency Shift Keying

با هرsymbol نزدیک به فرکانس در نظر گرفته شده برای ارسال تغذیه انتخاب می‌شوند. درimplant اطلاعات بدست آمده از بدن پس از مدوله شدن ارسال می‌شوند. برای ایجاد همزمانی بین implant و قطعه بیرونی از یک مدار بازیابی کلاک استفاده می‌شود[۹]. در این حالت باید مکانیسمی برای تشخیص پالس‌های گمشده اندیشیده شود. زیرا در غیر این صورت ممکن است که خطای ایجاد شده بر اثر گمشدن یک پالس انتشار یابد. ارسال داده با حداکثر نرخ داده 1.25Mb/s صورت می گیرد.

این سیستم دارای بلوک self-initialization است. در شروع به کار مدار این بلوک باعث راه‌اندازی صحیح مدار می‌شود.

ولتاژ تغذیه این سیستم نسبتا بالا و می‌تواند تا 30v افزایش یابد. سطح تراشه استفاده شده برابر1100μm*900μm است.

۱-۳ نتیجه‌گیری

در این فصل قطعات کاشتنی به صورت مختصر مرور شد. مصرف توان در این سیستم‌ها یکی از مهمترین شاخصه‌های آنهاست. فرستنده در یک قطعه کاشتنی از مصرف‌کنندگان عمده توان است. در فرستنده معمولا از یک نوسان‌ساز یا VCO[1] برای تولید سیگنال ارسالی استفاده می‌شود. در این پروژه راه-حلی برای کاهش توان VCO ی فرستنده ارایه شده است. با توجه به اینکه مقسم‌های فرکانس از قطعات اصلی استفاده شده در این پروژه است در فصل بعد به توضیح این مدارها می‌پردازیم. در فصل‌های بعدی راه‌حلهای پیشنهادی برای کاهش توان فرستنده شرح داده خواهد شد.

[1] Voltage Controled Oscillator

فصل ۲

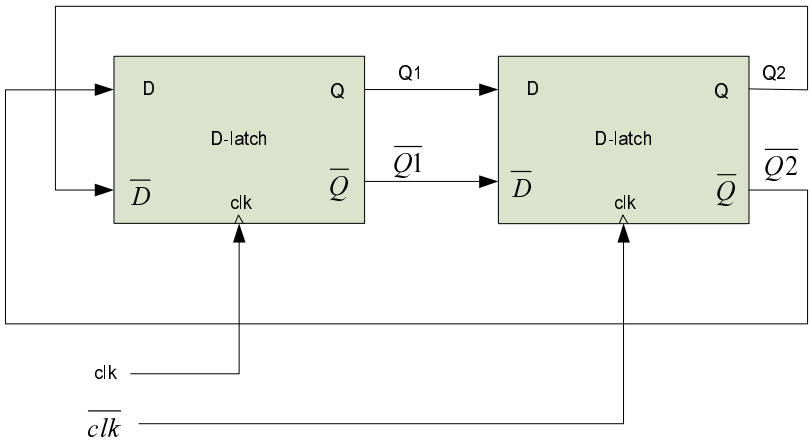
مقسم‌های فرکانس[۱]

۲-۱ مقدمه

مقسم‌های فرکانس برای تقسیم فرکانس یک سیگنال استفاده می‌شوند. این مدارها دارای انواع مختلفی هستند. در حالت کلی می‌توان مقسم‌های فرکانس را به انواع مقسم‌های فرکانس ساخته شده با لچ[۲]، مقسم-های تزریق قفل[۳] و مقسم‌های میلر تقسیم‌بندی کرد. در همه انواع مقسم‌های فرکانس یک مصالحه بین مصرف توان و حداکثر فرکانس کاری برقرار است.[۱۰]

در این فصل به مرور هر کدام از انواع ذکر شده و مدارات ساخته شده در هر دسته می‌پردازیم.

۲-۲ مقسم‌های فرکانس ساخته شده با لچ



شکل ۲-۱ دیاگرام مقسم فرکانس ساخته شده با D-latch

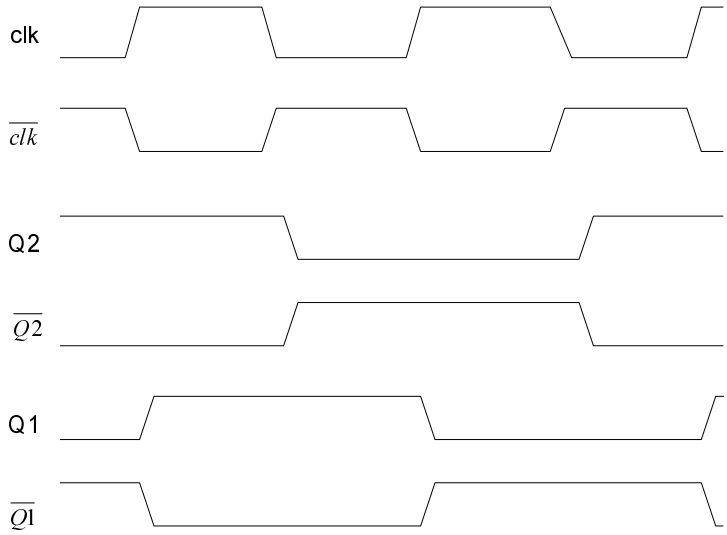
در حالت کلی با استفاده از دو D- latch می‌توان یک مقسم فرکانسی ساخت. دیاگرام این مقسم فرکانس در شکل۲-۱ رسم شده است.

برای تحلیل زمانی این سیستم فرض می‌کنیم که ورودی D -latch اول صفر باشد که لازمه آن یک

Frequency Divider[1]
D-latch based Frequency Divider[2]
Injection Locked Frequency Divider[3]

بودن خروجی Q لچ دوم است. با فعال شدن clk خروجی لچ اول صفر می‌شود و با غیر فعال شدن clk (فعال شدن $\overline{clk}$) این سیگنال به خروجی لچ دوم راه پیدا می‌کند و ورودی لچ اول را یک می‌کند.

با فعال شدن clk خروجی لچ اول یک شده و در فعال شدن بعدی clk خروچی لچ دوم یک می‌شود و ورودی لچ اول صفر می‌شود. این کار به همین صورت ادامه پیدا می‌کند. به بیان دیگر هر لچ دارای یک حالت حس و یک حالت لچ است. در حالت حس کلاک لچ غیرفعال است و ورودی لچ مکمل خروجی آن است. با فعال شدن کلاک، لچ به حالت لچ می‌رود و خروجی عوض می‌شود. ورودی‌های لچ دیگر در پی آن معکوس می‌شوند و این لچ به حالت حس می‌رود. شکل موج ایده‌ال هر کدام از گره‌های این مدار در شکل ۲-۲ نشان داده شده است.

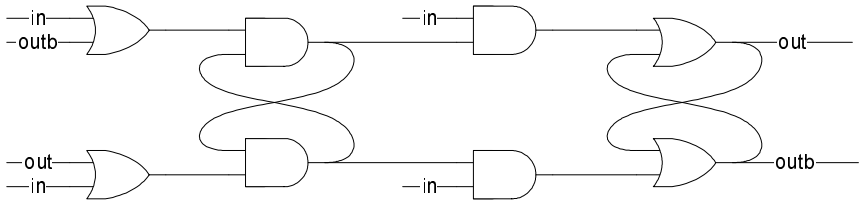


شکل ۲-۲ شکل موج‌های ایده‌ال مقسم فرکانس ساخته شده با D-latch

در ادامه بعضی از مدارات ارایه شده برای این نوع مقسم فرکانس آورده شده است.

۲-۲-۱ مقسم فرکانس وست و اشراقیان[۱۱]

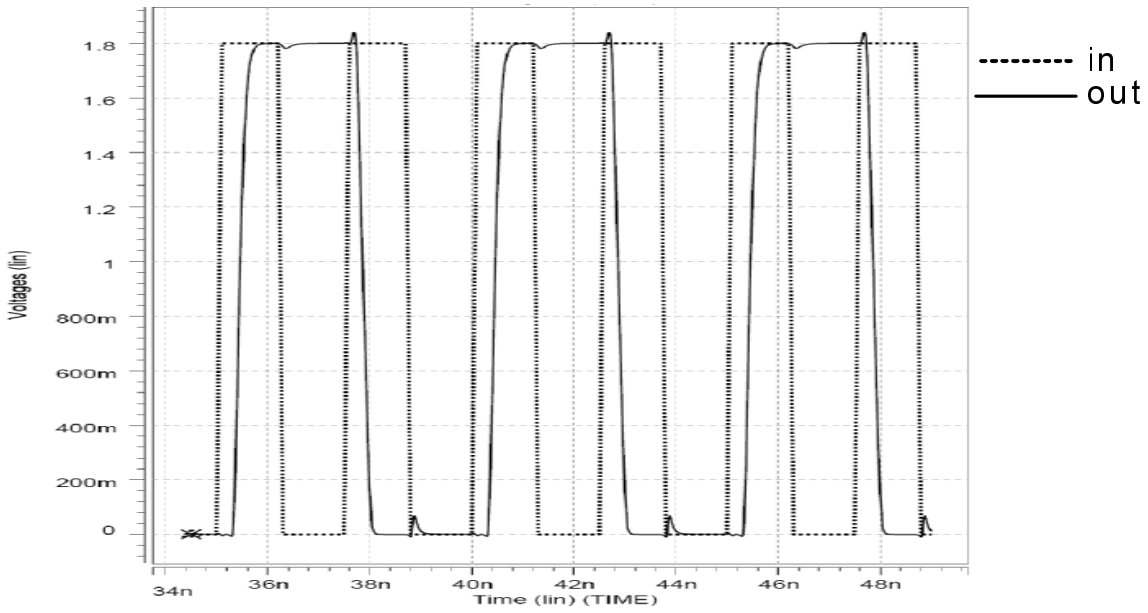
شاید اولین تقسیم کننده فرکانس بردو این مقسم فرکانس باشد. مدار آن در شکل ۲-۳ آمده است. این مقسم فرکانس از دو نیم مدار تشکیل شده است. نیم مدار ۱ در لبه پایین رونده ولتاژ ورودی in و نیم مدار



شکل ۲-۳ مدار مقسم فرکانس وست و اشراقیان

۲ در لبه بالا رونده ولتاژ ورودی in خروجی‌های خود را تغییر می‌دهند. این خروجی‌ها در ورودی نیم مدار دیگر با لبه بالا رونده یا پایین رونده دیگر ولتاژ in باعث تغییر خروجی آن طبقه می‌شوند. بنابراین در خروجی هر کدام از نیم مدارها فرکانس نصف فرکانس ولتاژ ورودی است.

این مدار در Hspice شبیه‌سازی شد. شکل ورودی و خروجی آن در شکل ۲-۴ رسم شده است.

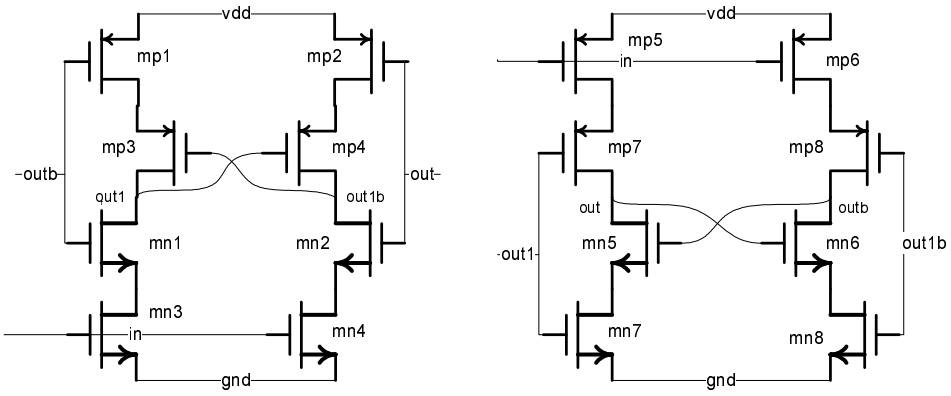


شکل ۲-۴ شکل موج‌های ورودی و خروجی مقسم فرکانس وست و اشراقیان

ورودی یک پالس با دورهٔ تناوب 2.5 nsec می‌باشد. همان‌طور که دیده می‌شود خروجی دارای تاخیر قابل توجهی نسبت به ورودی است. توان مصرفی این مدار 64μw است.

۲-۲-۲ مقسم فرکانس fujishima [۱۲]

این مدار در شکل ۲-۵ نشان داده شده است. این مدار بر اساس طرح قبلی ساخته شده است. در این مدار یک سری از ترانزیستورهای مدار قبل حذف شده‌اند. در نتیجه توان مصرفی و سطح تراشه نیز کمتر از طرح قبل است.[۱۲]



شکل ۲-۵ مدار مقسم فرکانس fujishima

طرز کار مدار شبیه به مدار قبلی است. در لبه بالا رونده ولتاژ in، خروجی نیم مدار ۱ و در لبه پایین رونده ولتاژ in خروجی نیم مدار ۲ تغییر می‌کنند.

در نیم مدار یک(سمت چپ) ترانزیستورهای mp_3, mp_4 مانند یک فیدبک مثبت عمل می‌کنند و خروجی نیم مدار را در لبه بالا رونده ولتاژ in به سرعت تثبیت می‌کنند. هر جفت ترانزیستور mn_1,mp_1 یا mp_2, mn_2 مانند یک NOT عمل می‌کنند. خروجی در لبه بالا رونده in برابر خروجی‌های نیم مدار دیگر است.

اما در نیم مدار دیگردر لبه پایین رونده in عکس خروجی‌های نیم مدار دیگر به خروجی آن می‌روند.

بنابراین مدار مانند یک اسیلاتور حلقوی تمام تفاضلی دو طبقه عمل می‌کند که دارای یک clock کاری است. فرکانس خروجی هر طبقه این «اسیلاتور حلقوی» $\frac{1}{n}$ فرکانس clock است که n تعداد طبقات آن است.

این مدار در Hspice شبیه‌سازی شد. شکل خروجی در شکل ۲-۶ نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود به علت حذف برخی از ترانزسیتورها نسبت به طرح ۱ ولتاژ خروجی در بعضی حالتها کاملاً