Design and Manufacture of the Wireless Holter Monitoring Based –on ARM Micro-Controller

Mohammad Javad Shahrokhi[1], Hamid Reza Sadr Manouchehri Naeini[2]*

[1]Department of Electrical Engineering, Damavand Science and Research Branch, Islamic Azad University, Damavand, Iran
[2]Department of Electrical Engineering, Damavand Branch, Islamic Azad University, Damavand, Iran

Article Info:

Received: **6 Oct 2016** ***Accepted*:** **6 Apr 2017**

ABSTRACT

Introduction: Medical engineering systems nowadays play a very significant role in the diagnosis of various diseases. One of the most applicable devices of the medical engineering are receiving and recording devices of the heart signals, such as electrocardiograph. Application of Holter monitoring devices could be known as one of the substantial methods of electrocardiograph during daily activities. In this article, design and manufacture of Holter monitoring device based-on ARM micro-controller are proposed. ***Materials and Methods:*** Atmel's SAM3S Chip from the family of ARM has an eleven-channel transformer of analogue to digital which can transform analogue signals to digital values with 12 Bit accuracy by utilizing from ARM architecture used in the core of Cortex-M3 with the structure of Thumb2 processes the information with the speed of 60 MHZ. Furthermore, for receiving and reinforcement of heart signals, INA331 Chip, the product of TI Company was used. Using Chip CYRF6936, signals were transferred to the physician computer with maximum speed of one megabit/sec. ***Results:*** AT91Sam3S with the existence of the Internal Interface Circuit for communication with the external devices has enabled the system to be connected to memory cards and computer without requirement to any other interfaces. This instrumental amplifier with a single-polar feedback has 94dB Common-mode rejection ratio and 54dB amplification ratio. This chip has decreased the consumed power of the vehicle to 330 mW, which by using Lithium- polymer battery of 3000 mAH, the vehicle can be fed for one day without need for charge. ***Conclusion:*** Using wireless communication, keeping the quality of the received signal from body, limitation of information reservation was removed. Furthermore, by simplifying analogue circuits, consumed power of the device was reduced and thus time used from the device was increased without the need for recharge. In addition, by using from low-consumption 32-Bit ARM processor, high processing power and digital process capability on the heart signals will be possible easily.

Key words:

1. Wireless Technology
2. Electrocardiography
3. Low-Level Light Therapy

***Corresponding Author:** Hamid Reza Sadr Manouchehri Naeini

E-mail: *hr_sadr@damavandiau.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]

[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

طراحی و ساخت هولترمانیتورینگ بی‌سیم بر پایهٔ میکروکنترلر ARM

محمدجواد شاهرخی[۱]، حمیدرضا صدر منوچهری نائینی[۲*]

[۱]گروه مهندسی برق، واحد علوم و تحقیقات دماوند، دانشگاه آزاد اسلامی، دماوند، ایران
[۲]گروه مهندسی برق، واحد دماوند، دانشگاه آزاد اسلامی، دماوند، ایران

اطلاعات مقاله:
تاریخ دریافت: ۱۵ مهر ۱۳۹۵
تاریخ پذیرش: ۱۷ فروردین ۱۳۹۶

چـــــکیده

مقدمه: سیستم‌های مهندسی پزشکی امروزه نقش بسیار قابل توجهی در تشخیص بیماری‌های مختلف دارند. یکی از کاربردی‌ترین دستگاه‌های مهندسی پزشکی، دستگاه‌های دریافت و ثبت سیگنال‌های قلبی از قبیل دستگاه‌های الکتروکاردیوگراف است. استفاده از دستگاه های هولترمانیتورینگ را می‌توان یکی از روش‌های اساسی الکتروکاردیوگراف در طی فعالیت‌های روزانه دانست. در این مقاله طراحی و ساخت دستگاه هولترمانیتورینگ بر پایهٔ میکروکنترلر ARM ارایه شده است. **مواد و روش‌ها:** تراشهٔ SAM3S محصول شرکت Atmel از خانوادهٔ ARM مبدل آنالوگ ۱۱ کاناله به دیجیتال دارد که می‌تواند سیگنال‌های آنالوگ را با دقت ۱۲ بیت به مقادیر دیجیتالی تبدیل کند، همچنین با بهره‌گیری از معماری ARM به کار رفته در هستهٔ Cortex-M3 با ساختار Thumb2 اطلاعات را با سرعت ۶۰ مگاهرتز پردازش می‌کند. همچنین برای دریافت و تقویت سیگنال‌های قلبی، تراشهٔ INA331 محصول شرکت TI استفاده شده بود. با استفاده از تراشهٔ CYRF6936 سیگنال‌ها به رایانه پزشک با حداکثر سرعت ۱ مگابیت بر ثانیه منتقل شدند. **یافته‌ها:** AT91Sam3S دارای مدار واسط داخلی برای ارتباط با دستگاه‌های خارجی است که آن سیستم را قادر ساخته بدون نیاز به هیچ مدار واسط دیگری، به کارت‌های حافظه و رایانه وصل شود. این تقویت‌کنندهٔ ابزاری با بازخورد تک قطبی ۹۴ dB ضریب حذف عامل مشترک و ۵۴ dB ضریب تقویت دارد. این تراشه توان مصرفی دستگاه را به ۳۳۰ mW کاهش داده است که با استفاده از باتری لیتیوم -پلیمری ۳۰۰۰ mAH می‌توان به مدت یک روز بدون نیاز به شارژ، دستگاه را تغذیه کرد. **نتیجه‌گیری:** با استفاده از ارتباطات بی سیم، حفظ کیفیت سیگنال دریافتی از بدن، محدودیت ذخیره‌سازی اطلاعات از بین برده شده است. همچنین با ساده‌سازی مدارات آنالوگ، توان مصرفی دستگاه کاهش یافته و در نتیجه مدت زمان استفاده از دستگاه بدون نیاز به شارژ مجدد افزایش یافته بود. علاوه بر این، با استفاده از پردازنده کم‌مصرف ۳۲ بیتی ARM، توان پردازش بالا و قابلیت پردازش دیجیتال بر روی سیگنال‌های قلبی با سهولت بیشتری ممکن خواهد شد.

کلید واژه‌ها:
۱. فناوری بی‌سیم
۲. الکتروکاردیوگرافی
۳. نور درمانی سطح پایین

* **نویسنده مسئول:** حمیدرضا صدر منوچهری نائینی
آدرس الکترونیکی: *hr_sadr@damavandiau.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]

[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

مقدمه

یکی از پرکاربردترین دستگاه‌های پزشکی، دستگاه دریافت و ثبت سیگنال‌های قلبی است. بیماری‌ها و نارسایی‌های قلبی مختلف از قبیل آریتمی‌های سینوسی[1]، برادی‌کاردی سینوسی[2]، تاکی‌کاردی سینوسی[3]، تاکی‌کاردی حمله‌ای، انقباض نارس بطنی، ایسکمی و غیره بر عملکرد قلب تأثیر می‌گذارند. این بیماری‌ها سبب تغییر شکل موج قلب می‌شوند. یکی از بهترین روش‌ها جهت تشخیص این بیماری‌ها مقایسهٔ سیگنال قلب با فرم نرمال آن است (۱، ۲). بدین منظور استفاده از دستگاه‌ها و سیستم‌های پزشکی که توانایی دریافت و ثبت سیگنال الکتریکی قلب را داشته باشند، از قبیل دستگاه الکتروکاردیوگرام[4]، هولترمانیتور[5]، تست ورزش و غیره بسیار حائز اهمیت می‌باشد و تشخیص بیماری‌های قلبی را آسان می‌کند. همچنین استفادهٔ آسان، راحت، بدون درد و سرپایی این دستگاه‌ها از عوامل مهمی است که اهمیت استفاده از این دستگاه‌ها را نشان می‌دهد (۳-۵). در این مقاله طراحی و ساخت دستگاه هولترمانیتور قلب با قابلیت انتقال بی‌سیم اطلاعات بیمار که یکی از مهم‌ترین و گران‌قیمت‌ترین دستگاه‌های تشخیص بیماری‌های قلبی است ارایه شده است.

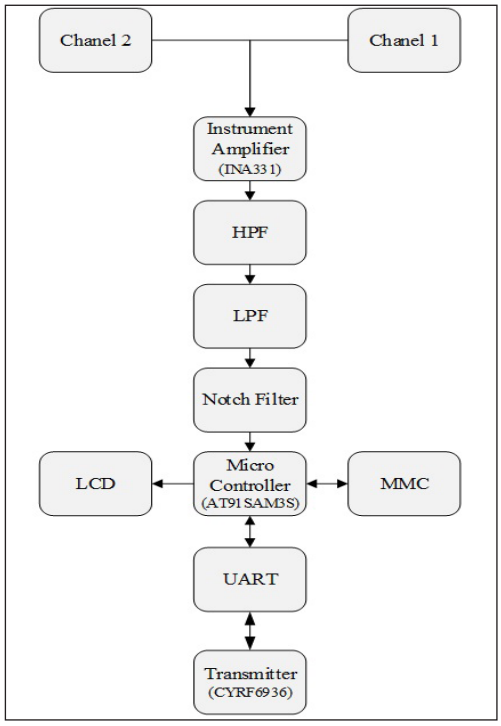
مواد و روش‌ها

شمای کلی سیستم ثبت سیگنال قلبی در نمودار تصویر ۱ بیان شده است (۶).

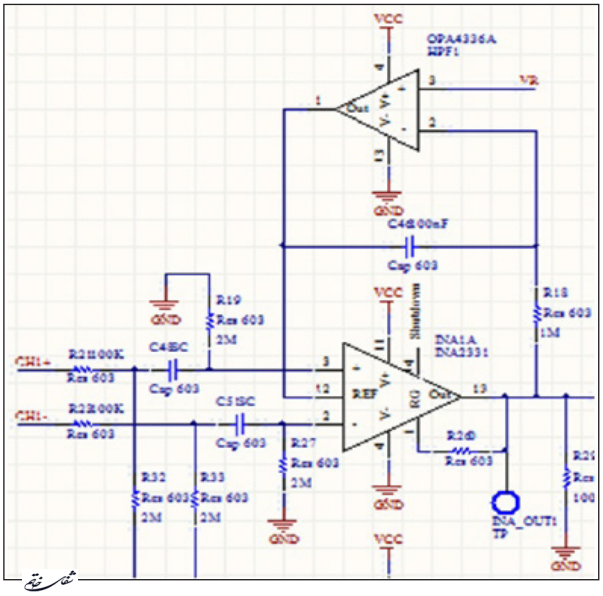
بخش آنالوگ

۱- تقویت‌کنندهٔ اولیه: مهم‌ترین قسمت مدارات آنالوگ است و چون مستقیماً به بیمار وصل می‌شود باید دارای نویز و ساختار تفاضلی با CMRR[6] بالا باشد. از این رو در طراحی این بلوک‌ها از تقویت‌کننده‌های ابزاری[7] استفاده می‌شود که در این طراحی از تراشهٔ INA333 که ضریب تقویت مؤثر آن ۱۲۰ dB[8] است، استفاده شده است.

۲- فیلتر بالاگذر: به‌منظور حذف تداخل فرکانس پایین و ولتاژهای DC[9] ناشی از حرکت بیمار و آفست تقویت‌کننده از این فیلتر استفاده می‌شود (۷). فرکانس قطع این فیلتر ۰/۰۵ هرتز است که در صورت عدم استفاده از این فیلتر مؤلفهٔ DC وارد شده به شکل موج سبب به اشباع رفتن تقویت‌کنندهٔ نهایی می‌شود (۸، ۹). فیلتر طراحی شده برای این سیستم یک تقویت‌کنندهٔ فعال مرتبهٔ اول با استفاده از تقویت‌کنندهٔ عملیاتی OPA336 است که به صورت کنترل‌کنندهٔ سطح DC در تقویت‌کنندهٔ ابزاری INA331 استفاده شده است.



تصویر ۱- بلوک دیاگرام سیستم (۶).

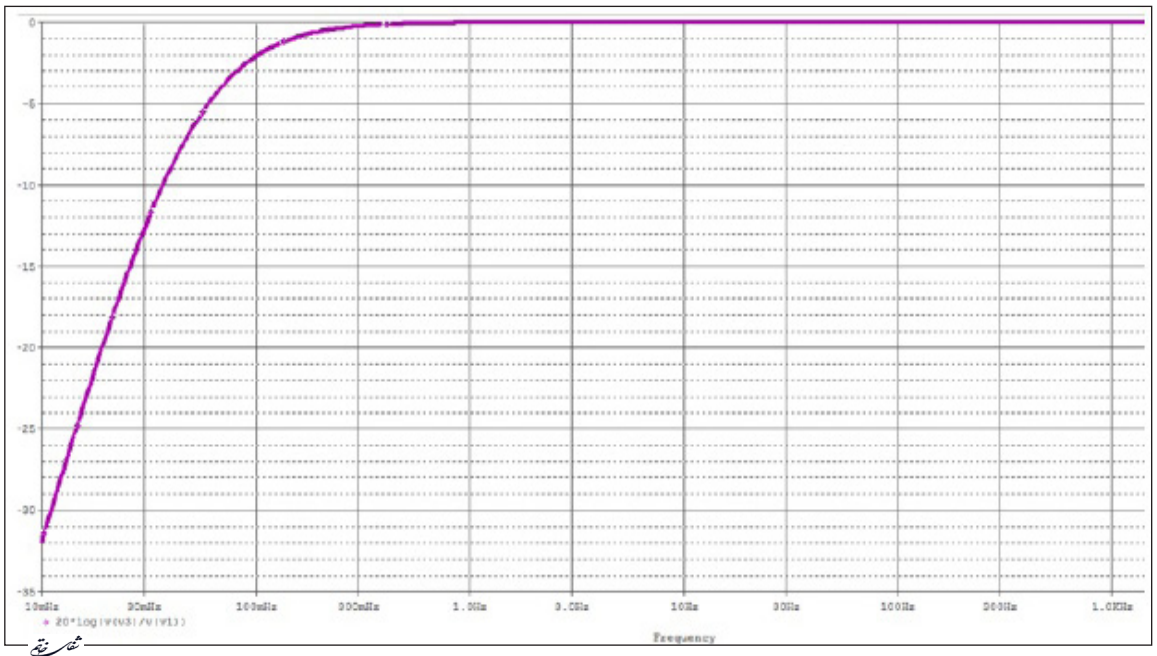


تصویر ۲- مدار فیلتر بالاگذر.

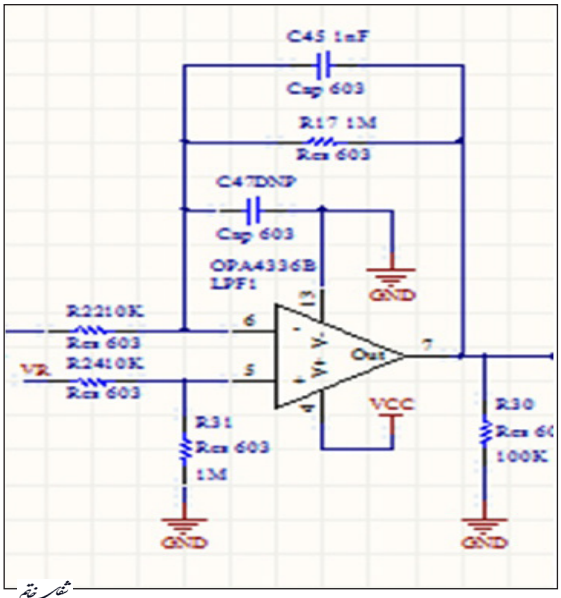
۳- فیلتر پایین‌گذر: یکی از تداخل‌های بسیار مهم نویز، فرکانس بالا است که مهم‌ترین عامل به‌وجود آورندهٔ آن تداخل ماهیچه‌ای است که فرکانس آن تا ۱ کیلوهرتز می‌تواند افزایش یابد، از این رو معمولاً از یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰۰ هرتز استفاده می‌شود (۸، ۹). طراحی فیلتر پایین‌گذر با ضریب تقویت ۳۲ dB نویز طبقهٔ تقویت‌کنندهٔ خروجی را کاهش می‌دهد.

[1] Sinus arrhythmia
[2] Sinus bradycardia
[3] Sinus tachycardia
[4] Electrocardiogram
[5] Holter monitor
[6] Common-mode rejection ratio
[7] Instrumental amplifier
[8] Decibel
[9] Direct current

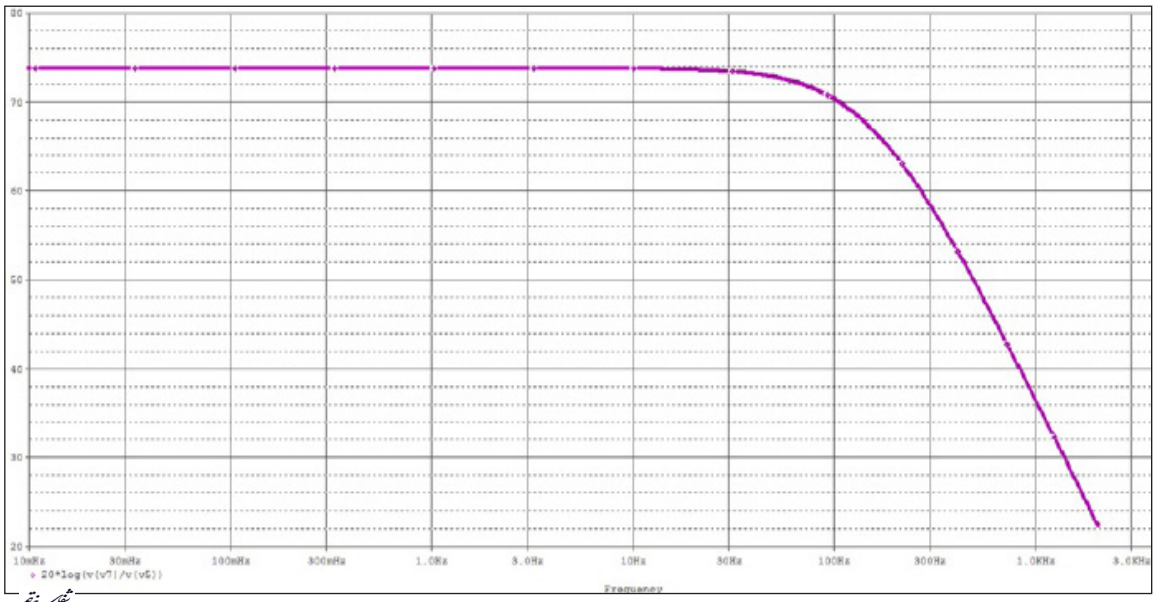
[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]



تصویر ۳- پاسخ فرکانسی فیلتر بالاگذر.



تصویر ۴- مدار فیلتر پایین‌گذر.



تصویر ۵- پاسخ فرکانسی مدار پایین‌گذر.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]

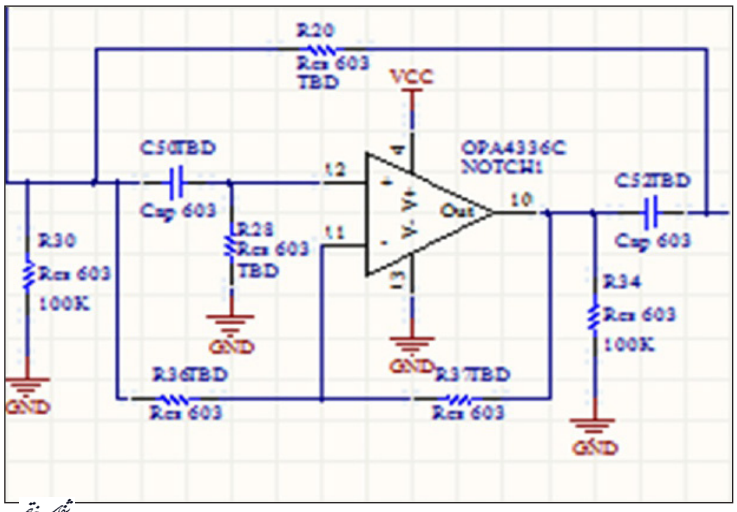
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

۴- فیلتر میان‌نگذر: یکی از اساسی‌ترین تداخل‌های وارده به سیگنال قلبی ناشی از ولتاژهای ۵۰ هرتز برق شهر است. از طرفی پهنای باند سیستم بین ۰/۰۵ هرتز تا ۱۰۰ هرتز است. از این رو حذف تداخل ۵۰ هرتز نسبت به بقیهٔ تداخل‌ها از اهمیت بیشتری برخوردار است و نیاز به طراحی فیلتری دارد که این فرکانس را از سیگنال قلبی حذف نماید (۹، ۸). بدین منظور از یک فیلتر میان‌نگذر فعال با مقدار تقویت واحد استفاده شده است که با توجه به فرمول ۱، فرکانس مرکزی آن محاسبه می‌شود. با توجه به تصویر ۷ فرکانس ۵۰ هرتز به میزان ۱۰۰ dB تضعیف شده است.

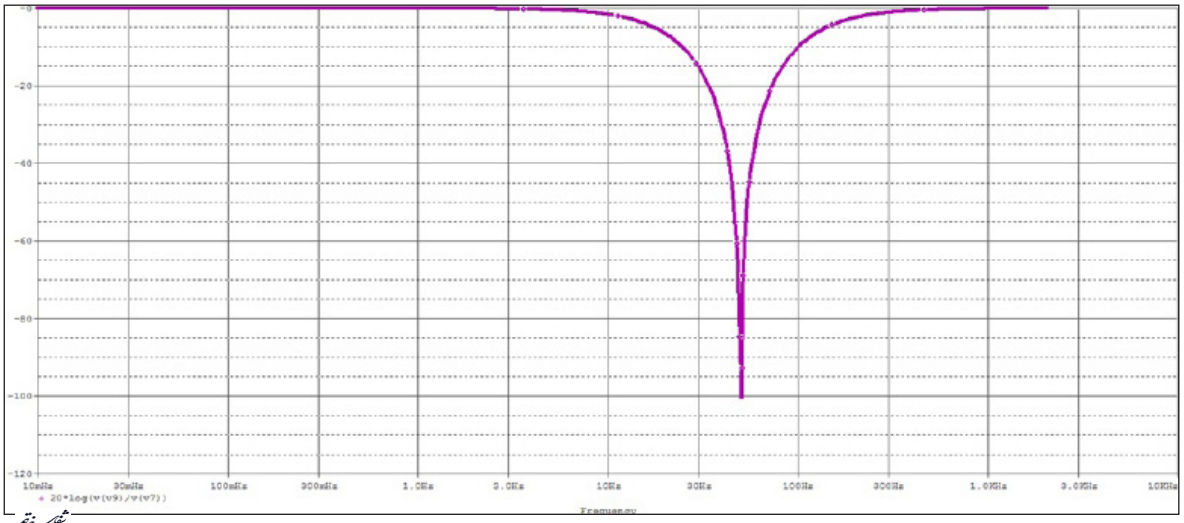
$$F = \frac{1}{2\pi RC}$$

فرکانس قطع ۳ dB

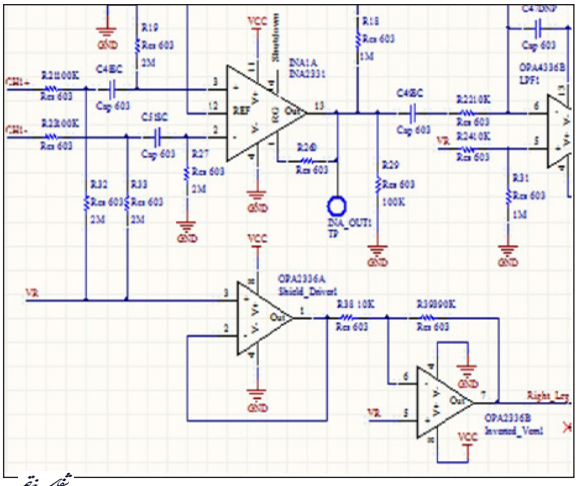
۵- تقویت‌کنندهٔ پای راست: تقویت کنندهٔ عملیاتی OPA336، یک مدار فیدبک منفی را از تقویت کننده به پای راست وصل کرده است (۱۰). این مسیر فیدبک نقش مهمی در افزایش CMRR و کاهش نویز دارد. اصطلاحاً این مدار را مدار پای راست گویند.



تصویر ۶- مدار فیلتر میان نگذر.



تصویر۷- پاسخ فرکانسی فیلتر میان نگذر.

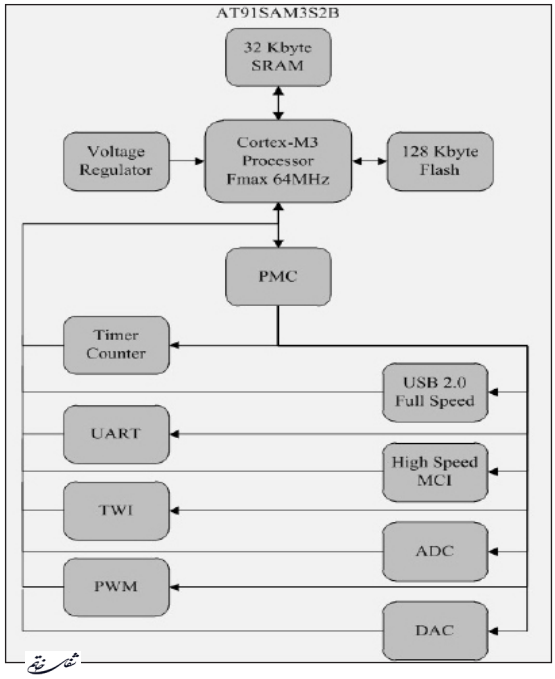


تصویر ۸- مدار درایور پای راست.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

بخش دیجیتال

تصویر ۹ بلوک دیاگرام میکروکنترلر ARM[10] به کار رفته در این دستگاه را نشان می‌دهد.



تصویر ۹- بلوک دیاگرام میکروکنترلر ARM.

۱- بخش دریافت اطلاعات: در این قسمت سیگنال آنالوگ تقویت و فیلتر شده در مدار آنالوگ، به مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر AT91SAM3S با دقت ۱۲ bit داده می‌شود. سیگنال به مقادیر دیجیتالی تبدیل شده و بعد از تصحیح خطا توسط پردازنده به واحد ذخیره‌سازی اطلاعات منتقل می‌شود. لازم به ذکر است مهم‌ترین عاملی که سبب می‌شود از مقادیر دیجیتالی استفاده شود این است که می‌توان با صرف هزینهٔ کمتری نسبت به راهکارهای آنالوگی، بر روی اطلاعات تحلیل و پردازش انجام داده و اطلاعات دیجیتالی را بدون خطا در حافظه ذخیره نمود (۱۲، ۱۱).

۲- بخش پردازش اطلاعات: با توجه به اینکه ساخت فیلترها با لبهٔ بسیار تیز در مدارهای آنالوگ امکان‌پذیر نیست، لذا قبل از پردازش نهایی و ذخیره‌سازی اطلاعات با استفاده از فیلترهای دیجیتال، سیگنال دریافتی اولیه بار دیگر فیلتر شده و سپس نرخ ضربان قلب نمایش داده می‌شود (۱۲، ۱۱).

۳- ذخیره: برای ذخیره‌سازی اطلاعات از یک کارت MMC[11] به ظرفیت ۲ گیگابایت استفاده شده است که دارای دو حالت کاری SPI[12] و HSMCI[13] است. در این دستگاه میکروکنترلر در حالت HSMCI بر روی آن اطلاعات را ذخیره می‌کند. ظرفیت حافظه با توجه به دقت و فرکانس نمونه‌برداری محاسبه می‌شود که در آن فرکانس نمونه‌برداری برابر با ۱ کیلوهرتز و دقت نمونه‌برداری ۱۲ bit است.

۴- نمایش: برای نمایش از LCD کارکتری ۲×۱۶ استفاده شده است که با استفاده از پروتکل TWI[14] به میکروکنترلر وصل شده و دمای بدن، نرخ ضربان قلب، وضعیت شارژ باتری و زمان باقی‌مانده برای ذخیره را نمایش می‌دهد.

انتقال بی‌سیم

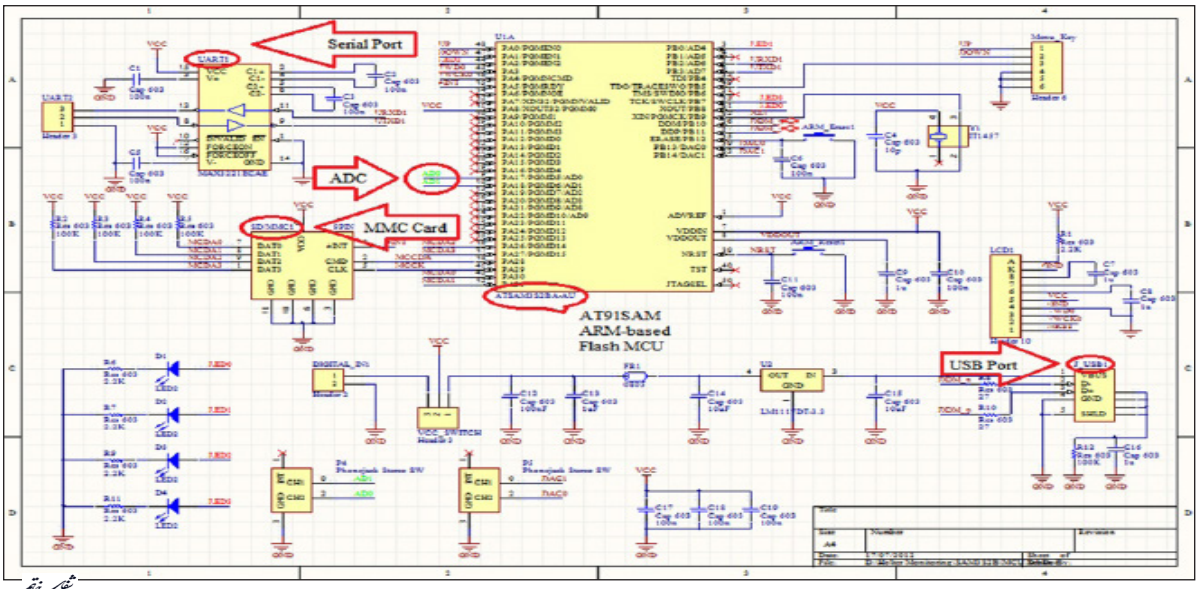
از تراشهٔ CYRF6936 برای انتقال اطلاعات به صورت بی‌سیم استفاده شده است. این تراشه یک فرستنده و گیرنده با پهنای باند ۱ Mbps[15] در فرکانس ۲/۴ گیگاهرتز با برد ۱ کیلومتر است که با مدولاسیون GFSK[16] کار می‌کند. همچنین برای ارتباط با میکروکنترلر از پرتکل SPI بهره می‌گیرد. تصویر ۱۱ نمودار داخلی این تراشه را نشان می‌دهد. از قابلیت‌های ممتاز این تراشه عدم نیاز به المان‌های خارجی زیاد، ولتاژ پایین و مدیریت انرژی است. با بهره‌گیری از توان ارسالی ۴+ dBm[17] و حساسیت دریافت سیگنال تا ۹۷ dBm برد ۱ کیلومتری را فراهم می‌آورد. ابعاد کوچک این تراشه نیز کمک زیادی در بهبود ابعاد سیستم نهایی می‌کند (۱۳). تراشه با استفاده از دو FIFO[18] مجزای ۱۶ کیلوبایتی داخلی امکان ارسال بی‌وقفهٔ اطلاعات و مدیریت پردازش را برای کنترل فراهم می‌آورد. در شکل ۱۲ مدار فرستنده و گیرنده مشاهده می‌شود.

ویژگی‌های برتر سیستم طراحی شده

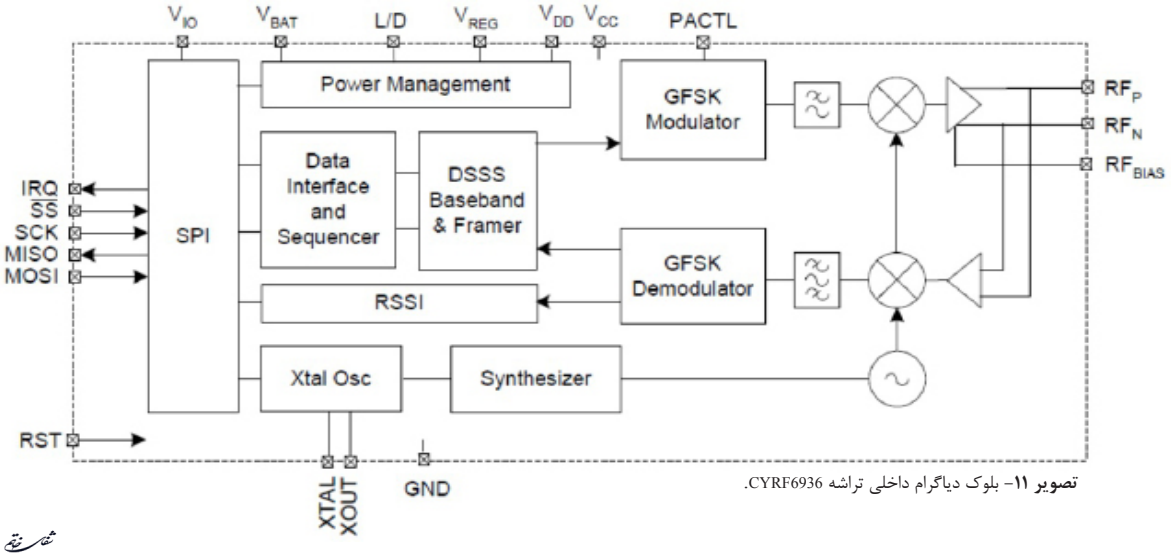
ولتاژ و توان مصرفی کم و دقت نمونه‌برداری بالا و توجه به بعد تجاری قطعه از خصوصیات بارز این سیستم است. تغذیه مدار با باتری لیتیوم -پلیمر ۱۰۰۰ mAh[19] تا ۳۰۰۰ mAh تأمین می‌شود که به همراه طراحی SMD[20] به کوچک شدن حجم دستگاه و نزدیک شدن به نمونه‌های تجاری کمک می‌کند. میکروکنترلر استفاده شده در این سیستم تراشهٔ AT91SAM3S از خانوادهٔ ARM است که در خود مبدل آنالوگ به دیجیتال و دیجیتال به آنالوگ و همچنین مدار واسط ذخیره کنندهٔ اطلاعات بر روی کارت‌های MMC را علاوه بر پردازندهٔ قوی ۶۰ مگاهرتزی با هستهٔ Cortex-M3 نیز دارد. توان مصرفی این تراشه برابر با ۳۳۰ میلی‌وات است. توان مصرفی برای تقویت‌کنندهٔ ابزاری INA331، ۳۳ میلی‌وات با ضریب تقویت ۲۰ dB برای سیگنال قلبی است که به صورت زوج دیفرانسیلی نویزهای مشترک را حذف و سیگنال را تقویت می‌کند. همچنین با انتقال بی‌سیم اطلاعات، مشاهدهٔ لحظه‌ای اطلاعات قلبی بیمار با آزادی عمل بدون مزاحمت سیم، برای پزشک امکان‌پذیر می‌شود.

[10] Microcontroller
[11] MMC card
[12] Serial peripheral interface
[13] High-speed multimedia card interface
[14] Two wire interface
[15] Mega bit per second
[16] Gaussian frequency shift keying
[17] Decibel millivolts
[18] first in, first out
[19] Mill ampere hour
[20] Surface-mount device

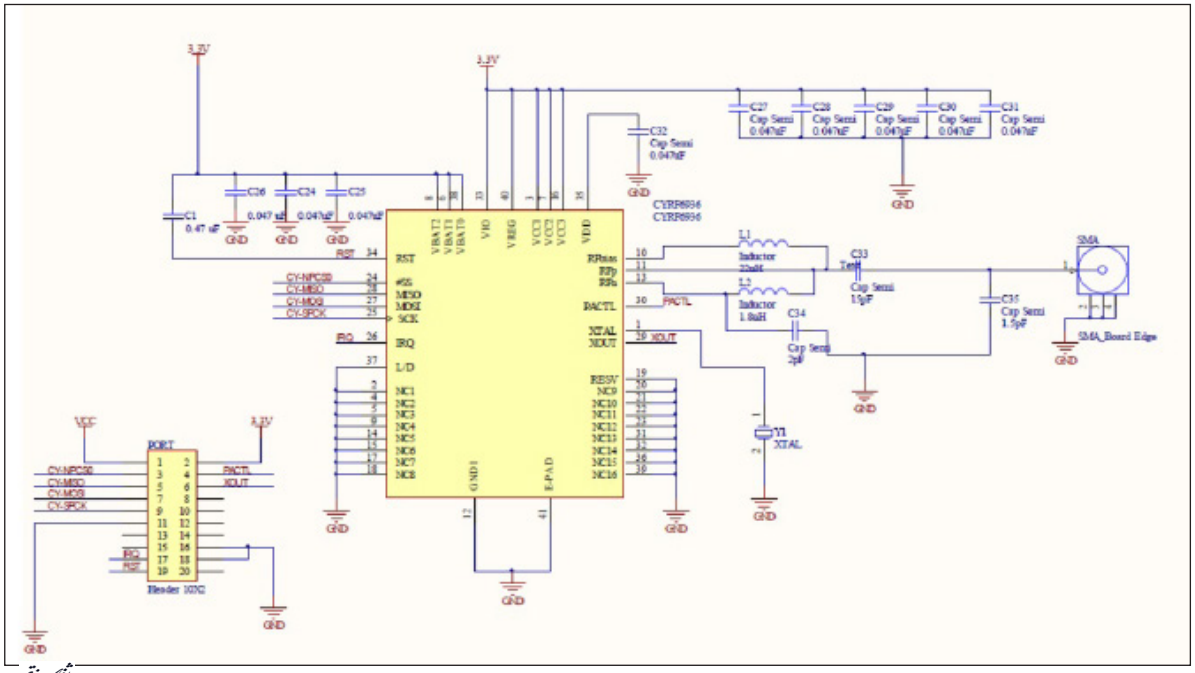
[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]



تصویر ۱۰- شماتیک مدار دیجیتال.



تصویر ۱۱- بلوک دیاگرام داخلی تراشه CYRF6936.



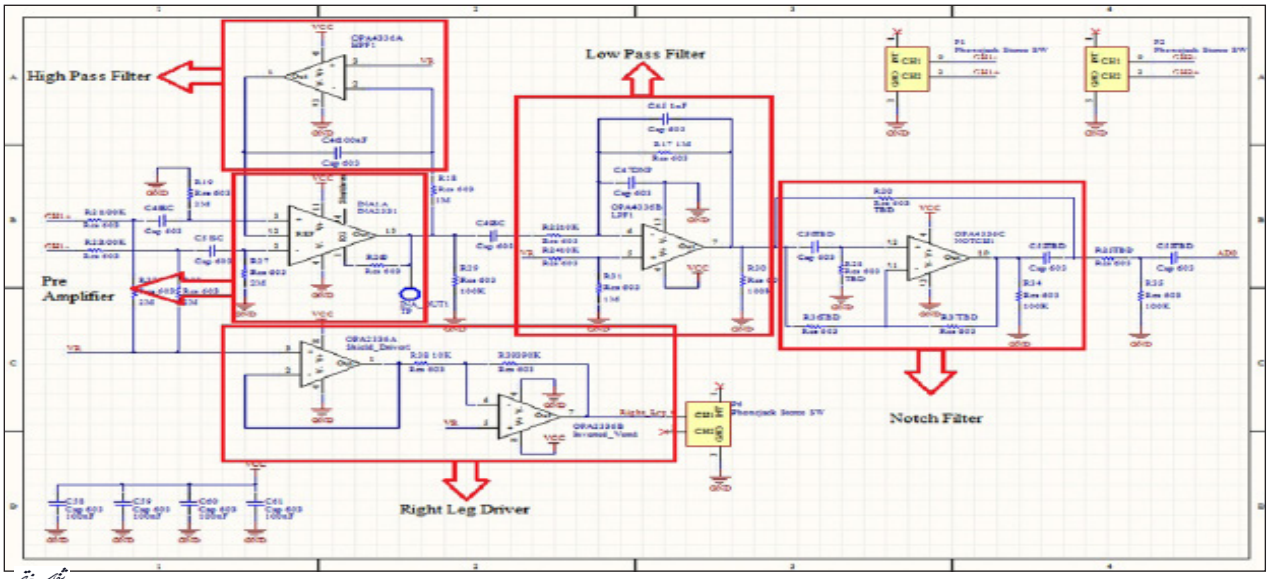
تصویر ۱۲- مدارفرستنده و گیرنده.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]

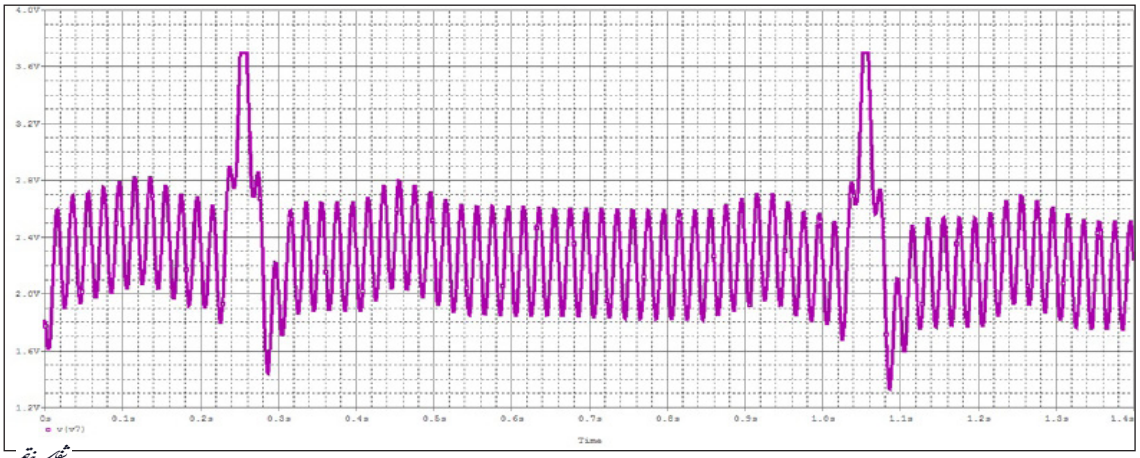
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

یافته‌ها

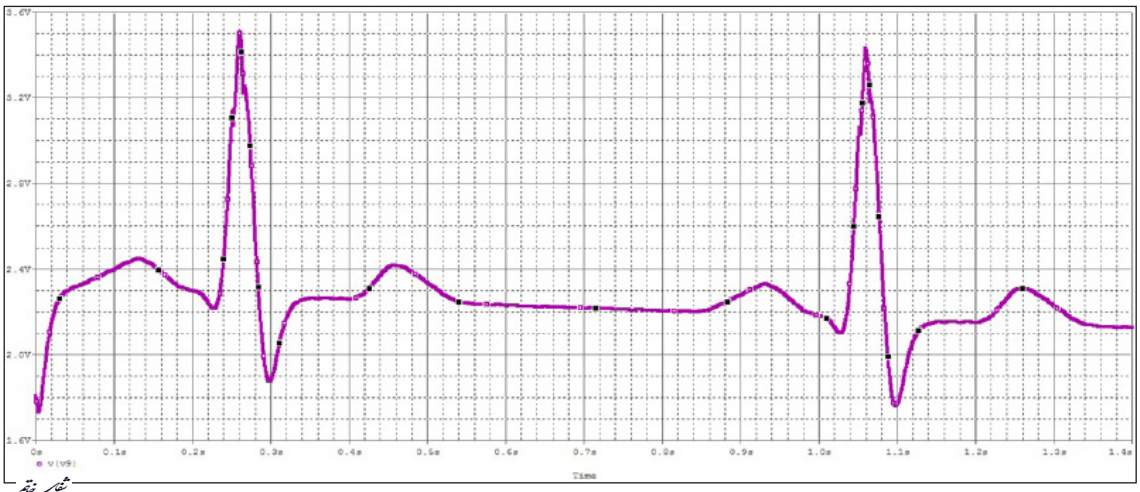
مدار طراحی شده در محیط نرم‌افزاری PSpice شبیه‌سازی شده و نتایج زیر حاصل گردیده است: همان‌طور که مشاهده می‌شود سیگنال ورودی از مدار شبیه‌ساز سیگنال قلب به میزان ۲/۵ میلی‌ولت به ورودی دیفرانسیلی تقویت‌کنندهٔ ابزاری داده شده و پس از حذف خطاهای مشترک با ضریب dB ۲۰ تقویت شده است. سپس با اعمال نویزهای نمونه‌برداری و برق شهر سیگنال نویزی به ورودی فیلتر پایین‌گذر داده شده است. در تصاویر ۱۴ و ۱۵ به ترتیب ورودی و خروجی فیلتر نشان داده شده است. فرکانس ۵۰ هرتز برق شهر به مقدار dB ۱۰۰ تضعیف شده است.



تصویر ۱۳- شماتیک مدار آنالوگ.



تصویر ۱۴- سیگنال شبیه‌سازی شده قبل از فیلتر میان‌نگذر.

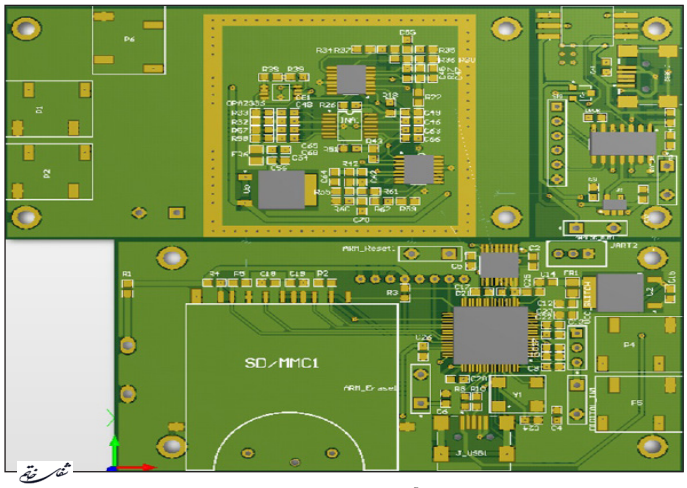


تصویر ۱۵- سیگنال شبیه‌سازی شده بعد از فیلتر میان‌نگذر.

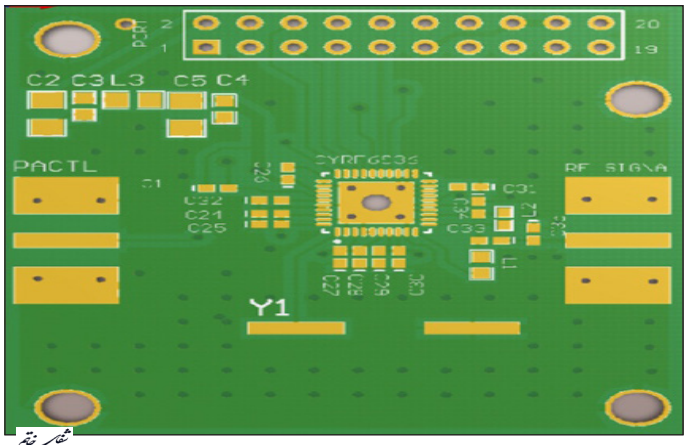
[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

بحث و نتیجه‌گیری

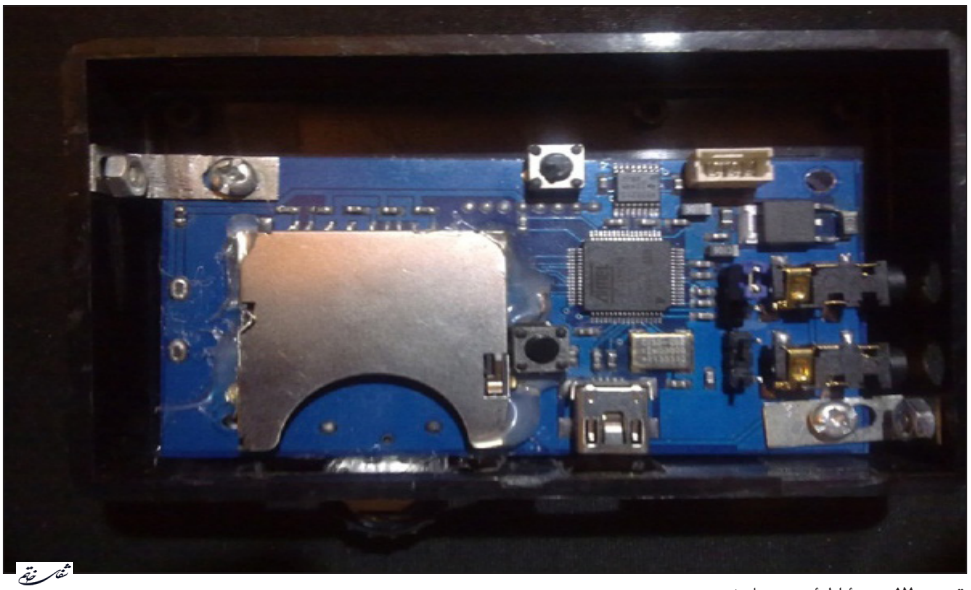
در این مقاله جزئیات ساخت یک دستگاه هولترمانیتورینگ بی‌سیم با استفاده از تکنولوژی روز ارایه شده است. در تصویر ۱۶ نمونه‌های مدارات چاپی و در تصویر ۱۷ مدار ساخته شده برای آزمایش نمونهٔ عملیاتی مشاهده می‌شود. نتایج آزمایش‌های عملی نشان داد که این دستگاه می‌تواند برای انتقال بی‌سیم اطلاعات قلبی بیمار به پزشک استفاده شود.



تصویر ۱۶ (الف)- برد مدار چاپی بخش آنالوگ و دیجیتال و تغذیه.



تصویر ۱۶ (ب)- برد مدار چاپی بخش فرستنده و گیرنده.



تصویر ۱۷- نمونهٔ اولیهٔ برد مونتاژ شده.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]
[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]

منابع

1. Amiri P. Principles of design and construction of Holter monitoring. Msc thesis. K.N Toosi University of Technology. 1997.

2. Jallalian Sh, Sotoodeh B. Electrocardiographs devices. Bsc thesis. Islamic Azad University, South Tehran Branch. 2008.

3. Ho CS, Chiang TK, Lin CH, Lin PY, Cheng JL, Ho SH. Design of portable ECG recorder with USB storage. EDSSC 2007. IEEE Conference. 2007. P. 1095-8. Doi: 10.1109/EDSSC.2007.4450319.

4. Gnecchi JA, Vargas FO, Peregrino VH, Espinoza DL. Design and construction of a continuous ambulatory electrocardiogram recorder, auxiliary in the detection of cardiac arrhythmias. Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference IEEE. 2010. p. 602-6.

5. Hornos T. Wireless ECG/EEG with the MSP430 microcontroller. Msc thesis. Glasgow University. 2009.

6. Shahrokhi MJ, Hajazim S. Design, simulation and implementation of heart Holter monitoring. Bsc thesis. Shaid Rajaee Teacher Training University. 2012.

7. Wireless ECG Monitoring System. http://www.frbiz.com/j34375533-wireless-ecg-monitoring-system.html.

8. MohammadZadeh F. Contactless mechanocardiograph. Msc thesis. Simon Fraser University. 2008.

9. Jin H, Miao B. Design of holter ECG system based on MSP430 and USB technology. In2007 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. (ICBBE), p. 976-979.

10. Vavrinsky E, Daricek M, Moskalova D, Horinek F, Donoval M. Design of very precise and miniature low power ECG holter. Electrocardiology 2014: Proceedings of the 41st International Congress on Electrocardiology.

11. Diagnostic ECG. http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/diagnostic_ecg.

12. Analog Device Inc. http://users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/AD620.pdf.

13. Forest medical introduces trillium 5000/gold holter monitoring system. http://www.forestmedical.com/pr04.htm.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-09-04]

[DOI: 10.18869/acadpub.shefa.5.2.S1.9]