

## بررسی تغییرات سطح قند خون با کمک حسگر مبتنی بر امیدانسی بدن برای بیماران مبتلا به دیابت

طیبه حسینی<sup>۱</sup>، فرانک فتوحی قزوینی<sup>۲</sup>، فهیمه سادات ذاکری<sup>۲</sup>، نادر مرندی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup>کارشناسی ارشد مهندسی فناوری اطلاعات، دانشگاه قم، hosseini.it83@gmail.com

<sup>۲</sup>استادیار دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه قم، faranak\_fotouhi@hotmail.com

<sup>۳</sup>استادیار دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه صنعتی قم

<sup>۴</sup>کارشناسی ارشد الکترونیک، دانشگاه علم و صنعت

### چکیده

افزایش رو به رشد آمار بیماری دیابت و مشکلات ناشی از آن، محققین را به حوزه ی پزشکی از راه دور متوجه ساخته است که از جمله مزایای آن می توان به افزایش میزان دسترسی به خدمات بهداشتی، تداوم مراقبت ها، درمان به موقع و افزایش میزان دسترسی به اطلاعات پزشکی اشاره نمود. از این رو در این مقاله یک ابزار اندازه گیری غیرتهاجمی قند خون مبتنی بر سیستم تلفن همراه در بستر شبکه ارائه می شود. در این سیستم، سنسور طراحی شده مبتنی بر اندازه گیری امیدانسی بدن می تواند به صورت غیرتهاجمی قند خون فرد را اندازه گیری نماید که اطلاعات حاصل، از طریق بلوتوث به تلفن همراه فرد ارسال می شود. این اطلاعات در تلفن همراه ذخیره و پردازش شده و بر روی صفحه نمایش، قند خون فرد نشان داده می شود. نتایج مقایسه ای حاصل از سیستم پیشنهادی و سیستم استاندارد اندازه گیری قند خون بیانگر دقت بالای ۷۳٪ این روش می باشد. همچنین با توجه به غیرتهاجمی بودن سیستم پیشنهادی مبتنی بر تکنولوژی بی سیم، این سیستم می تواند جایگزین مناسبی نسبت به دیگر سیستم های تهاجمی اندازه گیری قند خون باشد.

### کلیدواژه

سنسور پوشیدنی غیرتهاجمی اندازه گیر قند خون، اندروید، مراقبت بهداشتی سیار، طیف سنجی امیدانسی.

### مقدمه

است [۲]. بیماری دیابت در دراز مدت می تواند منجر به بروز عوارض مختلفی در سیستم قلب و عروق، کلیه، چشم و سلسله اعصاب گردد، از این رو حفظ تعادل بین سه جنبه مهم رژیم غذایی، ورزش و دارو در زندگی روزمره افراد دیابتیک بسیار حائز اهمیت است و نظارت مستمر قند خون برای این بیماران حیاتی می باشد [۳]. علاوه بر این، کنترل میزان قند، چربی و فشار خون همراه با تغییر شیوه زندگی می تواند سبب بهبود وضعیت سلامت بیمار دیابتیک شود [۴]. فناوری نظارت بر قند خون و اندازه گیری آن به مدت سه دهه است که برای مدیریت بیماری دیابت استفاده می شود. دستگاه های سنتی از روش های آنزیمی برای اندازه گیری قند خون استفاده می کنند. با توسعه ی علم و تکنولوژی امروزه دستگاه های قند خون متنوعی برای ارائه اطلاعات بیشتر در مورد گلوکز در دسترس عموم قرار گرفته اند [۵]. همچنین با توسعه ی پزشکی از راه دور و فناوری اطلاعات سیستم های مراقبت دائم بیمار طراحی و وارد بازار سلامت شده اند [۶].

از این رو در این مقاله سیستمی به منظور اندازه گیری قند خون طراحی و ساخته شده است که از طریق تلفن همراه و با استفاده از سنسورهای زیستی پوشیدنی کیفیت مراقبت دائم از

اختلال در سوخت و ساز یا متابولیسم بدن که در آن انسولین به مقدار کافی در بدن وجود ندارد و یا انسولین موجود قادر نیست تا وظیفه خود را به درستی انجام دهد منجر به بیماری دیابت می شود. در این بیماری به دلیل وجود مقاومت بدن در برابر این هورمون، قند خون بالا می رود. به گفته سازمان بهداشت جهانی (WHO) تعداد افراد مبتلا به دیابت از ۱۰۸ میلیون نفر در سال ۱۹۸۰ به ۴۲۲ میلیون نفر در سال ۲۰۱۴ افزایش یافته است. همچنین شیوع جهانی دیابت در میان بزرگسالان بالای ۱۸ سال از ۴٫۷٪ در سال ۱۹۸۰ به ۸٫۵٪ در سال ۲۰۱۴ رسیده است. در سال ۲۰۱۲، ۱٫۵ میلیون مرگ و میر ناشی از دیابت و ۲٫۲ میلیون ناشی از قند خون بالا گزارش شده است، که تقریباً نیمی از آن ناشی از قند خون بالا و قبل از ۷۰ سالگی رخ داده است [۱]. طبق آمار منتشر شده از سوی سازمان بهداشت جهانی در سال ۲۰۱۶، افراد دیابتی در کشور ما در سال ۱۹۸۰ جمعیتی در حدود ۵٪ داشته اند و در سال ۲۰۱۴ با روند صعودی به نزدیک ۱۴٪ از جمعیت کل رسیده

<sup>۱</sup> World Health Organization

متوسط زمان ضبط ۶۳ ساعته و زمان پاسخ ۴ دقیقه‌ای دارد و باید در روز ۴ بار کالیبره شود. [۷، ۸]. از جمله دستگاه‌های جدید دیگر DexCom STS و Freestyle Navigator هستند که از یک الکتروود مبتنی بر آنزیم استفاده می‌کنند. دستگاه DexCom یک سیستم بی‌سیم است که از فرکانس رادیویی کم قدرت استفاده می‌کند و زمان ضبط ۷۲ ساعته دارد. Navigator نیز یک سیستم بی‌سیم است که زمان ضبط ۵ روزه دارد [۵].

بسیاری از فناوری‌ها به دنبال توسعه‌ی سنسورهای قند خون از جمله سنسورهای نظارت مداوم و غیرتهاجمی هستند. مبدل‌های نوری از نور در فرکانس‌های متغیر برای تشخیص گلوکز استفاده می‌کنند که مبتنی بر تعامل نوری با ملکول‌های قندخون در یک روش وابسته به غلظت هستند. در طیف‌سنجی اسپکتروسکوپی نور منعکس شده یا منتقل شده نیز ممکن است برای اندازه‌گیری گلوکز مناسب باشد [۵، ۹].

تمام روش‌های طیف‌سنجی با مشکلاتی از جمله پراکندگی نور مواجه هستند. پراکندگی به خودی خود می‌تواند برای سنجش آنالیت‌های شامل گلوکز مورد استفاده قرار گیرد. با این حال در تکنیک‌های اسپکتروسکوپی، پراکندگی، نویز را افزایش می‌دهد. همچنین، پراکندگی یک اثر متغیر است که وابسته به آبرسانی، جریان خون، دما و... است. عدم تجانس قابل توجه ساختار نور جذب شده و پراکنده شده بین اشخاص در طول زمان وجود دارد، که نیازمند کالیبراسیون مکرر سیستم‌ها با تکنیک اسپکتروسکوپی می‌باشد [۵، ۸، ۹].

امپدانس الکتریکی یا به طور ساده امپدانس مقدار مقاومت در مقابل پالس جریان را شرح می‌دهد. در جریان مستقیم تفاوتی بین مقاومت و امپدانس وجود ندارد، چرا که می‌شود مقاومت را به عنوان امپدانس با فاز صفر درجه در نظر گرفت. نزدیک به ۶۰ سال است که استفاده از امپدانس الکتریکی بافت‌های زنده در تکنولوژی پزشکی، تحقیقات فیزیولوژیک و نیز تشخیص‌های بالینی نقش گسترده‌ای ایفا نموده است [۱۰]. نخستین کاربرد امپدانس الکتریکی به سال ۱۹۴۰ و برای بررسی فعالیت قلبی صورت گرفته است [۱۰]. در سال ۱۹۲۱، فیلیپسون بافت زنده را از نظر امپدانس با استفاده از خازن و مقاومت الکتریکی مدل کرد [۱۱]. و در طول ۲۰ سال اخیر، اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی بافت‌ها حتی در زمینه تصویربرداری پزشکی نیز مورد استفاده قرار گرفته است [۱۲]. هم اکنون امپدانس الکتریکی بافت‌های زنده در بسیاری از شاخه‌های پزشکی مانند انواع مشاهدات ریوی، تشخیص محتویات بدن، اندازه‌گیری گلوکز و تشخیص سرطان پوست به کار گرفته می‌شود [۱۰، ۱۳]. همچنین، امپدانس امروزه به عنوان ابزاری برای مانیتورینگ

بیماران دیابتیک را افزایش می‌دهد. این سیستم که مبتنی بر طیف‌سنجی امپدانس بدن می‌باشد یک روش غیر تهاجمی است و می‌تواند جایگزین مناسبی برای سیستم‌های تهاجمی اندازه‌گیر قند خون موجود در بازار باشد. همچنین این سیستم با حذف وسایل مصرفی لازم برای سیستم‌های اندازه‌گیر تهاجمی می‌تواند کاهش هزینه‌های سلامت را برای بیمار به همراه داشته باشد.

در این مقاله علاوه بر ارزیابی سیستم پیشنهادی بر روی یک سری محلول مانند سرم رینگر<sup>۲</sup>، سالین<sup>۳</sup> و محلول ۹% NaCl، کار با رعایت اصول ایمنی، بر روی انسان هم مورد بررسی قرار گرفت. در این کار با کمک یک روش، جریان الکتریکی تولید و اعمال شد. برای اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی، جریان به صورت AC تولید گردید و سپس بر روی انواع محلول‌های قندی و همچنین بر روی انسان مورد آزمایش قرار گرفت. در این کار، از یک مدار تولید پالس مربعی در ۵ فرکانس مختلف استفاده شد.

در ادامه، بعد از بررسی پیشینه تحقیق با در نظر گرفتن روش‌های مختلف اندازه‌گیری تهاجمی و غیرتهاجمی قند خون، چگونگی مدل‌سازی یک سلول الکتریکی با کمک ادوات الکتریکی مورد بحث قرار می‌گیرد. در بخش روش تحقیق، زیربخش‌های طیف‌سنجی امپدانس الکتریکی، طراحی مدار اندازه‌گیری امپدانس و مقاومت الکتریکی با جریان AC، ارتباط سنسور با اپلیکیشن اندروید و سیستم اندازه‌گیر قند خون ارائه می‌گردد. آخرین بخش نیز مربوط به یافته‌های تحقیق، بحث، نتیجه‌گیری و پیشنهادات می‌باشد.

## پیشینه تحقیق

از مجموعه روش‌های تهاجمی اندازه‌گیر قند خون، سنسور سوزن زیرجلدی است. در این روش، گلوکز توسط الکترودهای آنزیم‌دار سنجیده می‌شود. الکترودهای آنزیم‌دار از آنزیم‌هایی استفاده می‌کنند که در واکنش‌های کاهش اکسیداسیون (اکسایش-کاهش)<sup>۴</sup>، الکترون می‌پذیرند یا الکترون می‌دهند. این حرکت الکترون‌ها باعث رفتاری جهت تولید ولتاژ یا جریان وابسته به غلظت می‌شوند که با استفاده از الکترودها قابل اندازه‌گیری است. گلوکز اکسیداز، پرواکسید هیدروژن تولید می‌کند که به طور مستقیم متناسب با غلظت گلوکز است [۵]. سیستم مداوم نظارت بر گلوکز (CGMS)<sup>۵</sup> از یک سوزن زیر جلدی مبتنی بر الکتروود آنزیمی استفاده می‌کند. این سیستم

<sup>۲</sup> Ringer

<sup>۳</sup> Saline

<sup>۴</sup> Redox

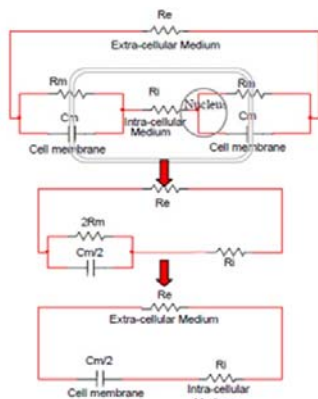
<sup>۵</sup> Continuous Glucose Monitoring System

<sup>۶</sup> Spectroscopy

بیشتر این یون‌های آزاد می‌گردد که در نتیجه افزایش جریان عبوری از آن بافت را در پی خواهد داشت [۱۹].

### مدل سازی الکتریکی سلول

همان‌گونه که ذکر شد مایعات داخل سلولی و خارج سلولی به عنوان یک الکترولیت رفتار می‌نمایند و هادی جریان الکتریکی هستند. همچنین این مایعات دارای یک مقاومت ذاتی در برابر عبور جریان الکتریکی می‌باشند. از طرفی دیگر این دو هادی در اطراف یک غشاء لیپیدی قرار دارند که ماهیت دی‌الکتریک دارد؛ لذا می‌توان مجموعه سلول‌های شناور در مایع میان بافتی را به عنوان یک شبکه‌ی الکتریکی خازنی- مقاومتی در نظر گرفت. مدل الکتریکی ساده‌ای از این شبکه‌ی بافتی در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۲: مدار معادل الکتریکی سلول بیولوژیکی [۱۵].

در شکل (۲)، فضای خارج سلولی توسط مقاومت  $R_e$  که مطابق با پلاسمای خون می‌باشد، مدل شده است. خاصیت خازنی و مقاومتی غشای سلولی توسط  $R_m$  و  $C_m$  و مقاومت فضای داخل سلولی با  $R_i$  مدل می‌شود. در این مدار به دلیل مقاومت بالای کانال‌های غشایی می‌توان از مقاومت  $R_m$  صرف نظر نمود و مدار ساده شده آن را (شکل ۲) - قسمت انتهایی پایین) در نظر گرفت. هنگامی که غلظت خون تغییر می‌کند، تعادل یونی در پلازما تغییر می‌یابد و باعث افزایش مقاومت  $R_e$  می‌شود. از طرف دیگر هر زمان که قند خون در پلازما افزایش یابد، آب از داخل سلول وارد پلازما می‌شود، که منجر به تغییر رفتار خازنی- مقاومتی غشای سلولی شده و پارامترهای  $R_i$  و  $C_m$  تغییر می‌نمایند. لذا تغییر در قند خون را می‌توان توسط هر یک از پارامترهای  $R_e$ ،  $R_i$ ،  $C_m$  یا به طور کلی توسط طیف‌سنجی امیدانس الکتریکی که با  $Z(j\omega)$  نشان داده می‌شود، شناسایی نمود [۲۰].

$$Z(j\omega) = \frac{R_e + j\omega R_e R_i C_m}{1 + j\omega (R_e + R_i) C_m} \quad (1)$$

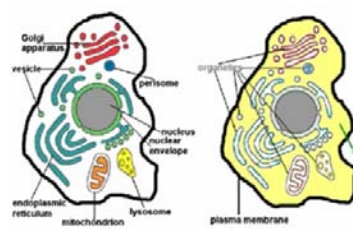
غیرتهاجمی قند خون بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. اگرچه روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری غیرتهاجمی قند خون وجود دارد، ولی انتخاب روشی با حساسیت بالا نسبت به پارامترهای موجود با توجه به تغییرات قند خون مهم می‌باشد [۱۴-۱۷]. اولین دستگاه مانیتورینگ غیرتهاجمی گلوکز در سال ۲۰۰۳ به تصویب رسید [۱۶]. این دستگاه مبتنی بر اندازه‌گیری فرکانس رزونانس (حداقل امیدانس) بود. زمانی که برای مصارف خانگی وارد بازار شد، نشان داده شد که ضریب همبستگی داده‌ها ۵۶ تا ۶۴ درصد می‌باشد [۱۷]، و میزان این ضریب نشان‌دهنده این است که فرکانس رزونانس در خون می‌تواند به علت وجود دیگر عناصر موجود در خون نیز باشد [۱۴]، با وجود تحقیقات گسترده در حوزه‌ی طیف‌سنجی امیدانس و اندازه‌گیری غیرتهاجمی قند خون، هنوز محققان در تلاش برای توسعه‌ی یک دستگاه قابل اعتماد با روش طیف‌سنجی امیدانس می‌باشند.

### مدل الکتریکی سلول

در این بخش ابتدا خصوصیات الکتریکی سلول به اختصار اشاره شده و سپس مدل الکتریکی سلول ارائه می‌شود.

### خصوصیات الکتریکی سلول

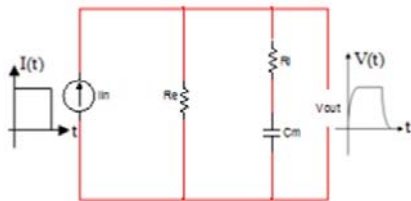
مایعات در بدن جانداران به دو دسته‌ی مایع داخل سلولی و مایع خارج سلولی تقسیم می‌شوند. مایع خارج سلولی حاوی پروتئین‌ها و الکترولیت‌هایی همانند پلازما می‌باشد در حالی که مایع درون سلولی محصور به غشاء لیپیدی سلول، شامل سیتوپلاسم، هسته و دیگر اجزا سازنده می‌باشد [۱۸]. در شکل (۱) نمایی از یک سلول و اجزای اصلی آن مشاهده می‌شود.



شکل ۱: نمایی از یک سلول [۱۸].

به دلیل وجود یون‌های مختلف در مایع خارج سلولی و داخل سلولی که همراه با جابه‌جایی آنها جابه‌جایی بار الکتریکی رخ می‌دهد، این مایعات به صورت یک الکترولیت رفتار می‌نمایند. لذا جریان الکتریکی در داخل بافت‌های زیستی از طریق باند شدن یون‌ها و یا جابه‌جایی این یون‌های آزاد منتقل می‌شود و اعمال یک میدان الکتریکی خارجی به بافت باعث جابه‌جایی

امپدانس نیز عددی مختلط است، در حالی که در یک مدار با ولتاژهای مستقیم، امپدانس عددی حقیقی خواهد بود [۲۳]. همان‌گونه که ذکر شد امپدانس الکتریکی به عنوان ابزاری برای نظارت بر قند خون به صورت غیرتهاجمی روز به روز بیشتر مورد توجه قرار می‌گیرد [۱۷]. روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی وجود دارد که از جمله‌ی آن روش مبتنی بر پالس ولتاژ- جریان را می‌توان نام برد که به طور مستقیم ماهیت الکتریکی خون را اندازه‌گیری می‌کند [۱۸]. در این روش جریان اعمالی به بدن باید کمتر از ۱ میلی‌آمپر باشد تا فرد دچار آسیب نشود [۲۴]. اثر این امپدانس الکتریکی با اعمال جریان به بافت بر روی ولتاژ دریافتی در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳: اثر امپدانس الکتریکی بافت بر جریان تزریقی به آن [۲۱].

در این روش زمانی که پالس جریان به بدن فرد اعمال می‌شود، ولتاژ توسعه یافته از بدن اندازه‌گیری می‌شود. این ولتاژ از نظر تئوریک با استفاده از رابطه‌ی (۴) حاصل می‌گردد، که در آن  $I(t)$  جریان اعمالی به آن،  $h(t)$  پاسخ ضربه مدار بیولوژیکی و عملگر  $*$  نشان‌گر کانولوشن می‌باشد. طبق رابطه‌ی (۴)، تبدیل فوریه  $h(t)$  که با  $H(j\omega)$  نشان داده شده است برابر است با  $Z(j\omega)$  که همان پارامتر امپدانس است [۱۴، ۱۹].

$$V(t) = I(t) * h(t) \quad (3)$$

$$H(j\omega) = \frac{V(j\omega)}{I(j\omega)} = Z(j\omega) \quad (4)$$

در نهایت با اندازه‌گیری امپدانس از رابطه‌ی ۴ می‌توان پارامترهای  $R_e$ ،  $R_i$  و  $C_m$  را از طریق رابطه (۱) محاسبه کرد. برای پیاده‌سازی روش طیف‌سنجی امپدانس الکتریکی به منظور نظارت بر قند خون در گذشته از چهار الکتروود استفاده می‌شد در حالی که در این مطالعه فقط از دو الکتروود برای اعمال جریان و تشخیص ولتاژ استفاده شده است. با این تکنیک اثر تحریکات پوستی بر روی تغییر امپدانس کاهش می‌یابد [۱۵، ۲۱].

سیستم اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی (EIS) مورد استفاده در بلوک دیاگرام شکل (۴) نشان داده شده است.

تحقیقات نشان می‌دهد که رفتار امپدانس  $C_m$  برای فرکانس‌های خیلی پایین (کمتر از ۱۰ هرتز) و فرکانس‌های خیلی بالا (بیشتر از ۱۰۰ کیلوهرتز) بدون تغییر می‌باشد. از طرفی رفتار امپدانس در  $R_i$  برای فرکانس‌های پایین و کمتر از ۱۰۰ کیلوهرتز بدون تغییر می‌باشد در حالی که تغییر امپدانس در مقاومت  $R_e$  در فرکانس‌های مختلف قابل مشاهده است. لذا مقاومت  $R_e$  نسبت به دو پارامتر دیگر  $R_i$  و  $C_m$  دارای بیشترین میزان دقت در تعیین مقدار تغییرات قند در حجم خون می‌باشد. باید توجه داشت طبق رابطه‌ی (۱)،  $R_e$  معادل با امپدانس DC می‌باشد که به  $Z(j\omega)$  در حالی که فرکانس صفر می‌باشد ( $\omega=0$ )، اشاره دارد [۱۹، ۲۱]. البته لازم به ذکر است که تغییر در امپدانس الکتریکی می‌تواند به علت تغییرات در میزان غلظت دیگر مواد تشکیل دهنده خون نیز باشد [۲۲].

### روش تحقیق

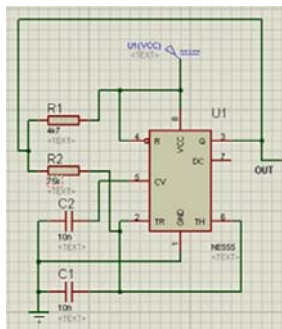
در این بخش، طراحی و پیاده‌سازی سنسور غیر تهاجمی ناظر بر قند خون ارائه شده است. در ابتدا مروری بر روش طیف‌سنجی امپدانس الکتریکی خواهیم داشت. سپس مدار سنسور طراحی شده برای اندازه‌گیری غیر تهاجمی قند خون ارائه می‌گردد. در نهایت، برنامه‌ی کاربردی پیاده‌سازی شده به زبان اندروید برای نمایش اطلاعات در گوشی تلفن همراه شرح داده می‌شود.

### طیف‌سنجی امپدانس الکتریکی

در طیف‌سنجی امپدانس الکتریکی تغییرات امپدانس بر حسب فرکانس بررسی می‌شود. همان‌طور که می‌دانیم امپدانس حالت کلی‌تری از خاصیت مقاومتی است. خاصیت مقاومتی که به اختصار مقاومت نامیده می‌شود مقداری حقیقی است، در حالی که امپدانس الکتریکی به عنوان الگوی رفتاری می‌باشد که یک عنصر تحت یک اختلاف پتانسیل الکتریکی در برابر جریان الکتریکی از خود نشان می‌دهد که از دو بخش حقیقی و موهومی تشکیل شده است و با نماد  $Z$  نمایش داده می‌شود.

$$(Z = R + Xi) | R, X \in \mathbb{R}, i^2 = -1 \quad (2)$$

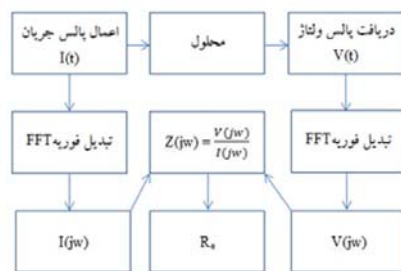
بخش حقیقی را همان مقاومت‌های معمولی بوجود می‌آورند و بخش موهومی توسط خاصیت سلفی و خازنی ایجاد می‌شود که در فرکانس‌های مختلف رفتار متفاوتی از خود نشان می‌دهد. بنابر قانون اهم مقدار امپدانس الکتریکی در هر فرکانس، از نسبت ولتاژ به جریان به دست می‌آید [۲۳]. در مدارهای که تحت ولتاژ و جریان متناوب قرار دارد، مقادیر ولتاژ و جریان تحت تبدیل بردار فاز به صورت مختلط نمایش داده می‌شوند و



شکل ۵: تولید موج مربعی فرکانس 1KHz با کمک آی سی NE555.

آی سی NE555 یکی از معروفترین و پرکاربردترین المانهای موجود در بازار است که در بیشتر مدارات از این قطعه برای ایجاد پالس با فرکانسهای متفاوت استفاده می شود. این آی سی را می توان در دو وضعیت مونواستابل و آستابل مورد استفاده قرار داد. در حالت مونواستابل تولید و شکل پالس قابل کنترل است. این کنترل عموماً از طریق پایه ۲ این آی سی صورت می گیرد. اما در حالت آستابل در صورت داشتن تغذیه مثبت و منفی در پایه های ۱، ۴ و ۸ و اتصال خازن و مقاومت در پایه های ۲، ۶ و ۷ به طور خودکار و بدون تحریک، پالس های ثابت و معینی را ایجاد می کند. پایه ۳ این آی سی همواره پایه خروجی است. این آی سی کاربردهای فراوانی دارد که از آن جمله می توان به تولید پالس، کنترل پهنای پالس، مدارات تایمر، فرستنده و گیرنده و ... اشاره کرد.

پالس مربعی تولید شده در فرکانس های 10Hz، 100Hz، 1KHz، 10KHz و 100KHz خواهد بود. در مرحله ی بعدی پالس مربعی تولید شده بعد از عبور از یک مقاومت چند صد کیلو اهمی در خروجی NE555، با کمک دو عدد الکتروند شیمیایی Ag/AgCl به عضوی از بدن فرد (به عنوان مثال دست بیمار) و یا محلول برای اندازه گیری امپدانس اعمال می شود. مدار کلی پالس اعمالی به بدن فرد و یا محلول، که در مدار معادل شکل (۲) مدل شده بود، در نرم افزار پروتئوس شبیه سازی شده است. این شبیه سازی در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل ۴: بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری امپدانس الکتریکی [۲۱].

این سیستم به طور کلی از چهار بخش اصلی تشکیل شده است:

- ۱- اعمال جریان
  - ۲- بدست آوردن ولتاژ
  - ۳- ارسال اطلاعات به موبایل برای تبدیل فوریه از طریق الگوریتم FFT
  - ۴- بدست آوردن امپدانس الکتریکی
- اصلی ترین بخش سیستم اندازه گیری امپدانس الکتریکی تولید پالس جریان است. این جریان توسط دو عدد الکتروند Ag/AgCl در یک آزمایش به محلول، و در آزمایش دیگر به بدن اعمال شد. ولتاژ خروجی که بعد از اعمال پالس جریان بدست آمد نیز توسط همان دو الکتروند دریافت گردید. هم مقدار پالس جریان و هم مقدار ولتاژ اندازه گیری شده، توسط میکروکنترلر دریافت و با کمک ماژول بلوتوث به گوشی موبایل ارسال شد. در گام بعدی از هر دو مقدار تبدیل فوریه سریع گرفته شده تا در مرحله آخر بتوان طبق رابطه ی (۳) از تقسیم دو مقدار FFT ولتاژ و جریان، مقدار امپدانس را بدست آورد.

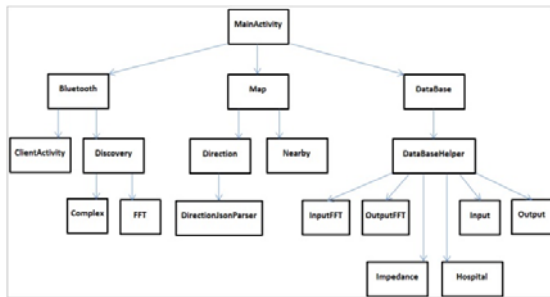
### طراحی مدار اندازه گیری امپدانس الکتریکی برای اعمال جریان AC

همان گونه که ذکر شد برای اندازه گیری امپدانس الکتریکی لازم است که پالس جریانی به محلول یا بدن تزریق شود لذا در اولین مرحله باید بتوان یک پالس جریان را تولید نمود. یکی از روش های متداول تولید جریان پالسی استفاده از آی سی های تولید موج مربعی مانند NE555 است [۱۹، ۲۱]، که در سیستم پیشنهادی نیز مورد استفاده قرار گرفت. شکل (۵) مدار مورد استفاده برای تولید موج با فرکانس 1KHz را نشان می دهد.

Monostable  
Astable

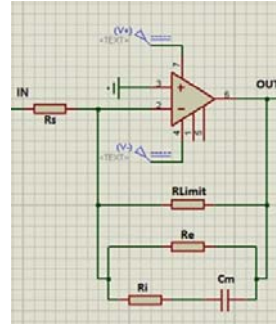
AC<sup>^</sup>

در دسترس است و توسط شرکت گوگل پشتیبانی می‌شود. این ابزارها شامل انواع کتابخانه‌ها، خطایاب، شبیه‌ساز گوشی و ... است. این سیستم عامل برای ذخیره داده‌ها و مدیریت بانک‌های اطلاعاتی سبک، از نرم‌افزار SQLite استفاده می‌کند. در شکل (۷) معماری سیستم برای ارتباط سنسور با گوشی همراه برای تشخیص میزان قند نشان داده می‌شود. این معماری بر مبنای کتابخانه‌ی پایه‌ای خود اندروید پیاده‌سازی شده است. یکی از مهم‌ترین کلاس‌های نوشته شده در این معماری مربوط به بخش مدیریت بلوتوث است، مانند روشن و خاموش کردن بلوتوث گوشی برای ارتباط با سنسور و کشف نزدیک‌ترین ابزارهایی که دارای ماژول بلوتوث برای برقراری ارتباط با گوشی می‌باشند. برای پیچیده‌تر نشدن معماری، روی داده‌های دریافتی در بخش بلوتوث یک مدیریت اولیه، مانند بررسی داده‌های گم شده، پرت و ... انجام شد و در یک زیرفعالیت دیگر تبدیل فوریه سریع بر روی ولتاژ خروجی و جریان ورودی اعمال گردید. در ادامه در کلاس دیگری به نام DataBase ذخیره‌سازی داده‌ها بر روی حافظه گوشی، محاسبه امپدانس و اعمال روش‌های آماری انجام شد. موقعیت جغرافیایی بیمارستان‌های شهر هم در پایگاه داده وجود خواهد داشت. در صورت محاسبه قند خون فرد و اعلام حالت بحرانی توسط اپلیکیشن، داده‌های بیمار می‌تواند به پزشک وی از طریق اینترنت ارسال شود و در صورت نیاز نزدیک‌ترین بیمارستان و مرکز بهداشتی با استفاده از کلاس Map به بیمار اعلام گردد.



شکل ۷: معماری سیستم

در شکل (۸) واسط کاربری اپلیکیشن دیابت در برقراری ارتباط با سنسور، ارسال داده به پزشک و مسیر به نزدیک‌ترین بیمارستان نشان داده شده است.



شکل ۶: شبیه‌سازی مدار الکتریکی سلول و اعمال پالس جریان به بدن و اندازه‌گیری ولتاژ خروجی [۱۹، ۲۱].

مقاومت‌های  $R_i$  و  $R_e$  و خازن  $C_m$  مدل الکتریکی بدن می‌باشد. الکترودها در ورودی شماره ۲ و خروجی آپ‌امپ قرار داده می‌شوند. مقاومت  $R_s$  در انتهای خروجی NE555 و ابتدای ورودی آپ‌امپ قرار می‌گیرد. مقاومت  $R_{Limit}$  نیز به عنوان فیدبک بین ورودی منفی و خروجی آپ‌امپ در نظر گرفته می‌شود، که در این آزمایش مقدار آن در حدود ۵۰۰ کیلو اهم بود. دو مقاومت  $R_s$  و  $R_{Limit}$  به منظور اعمال یک ضریب تقویت بر روی خروجی اضافه شده‌اند. بعد از اعمال پالس جریان از طریق الکترودها، ولتاژ خروجی از آپ‌امپ را می‌توان به یکی از ورودی‌های مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر متصل نمود.

### ارتباط سنسور با اپلیکیشن اندروید

در این پروژه از ارتباط بلوتوث برای ارسال داده از سنسور قند به تلفن همراه استفاده شده است. همان‌طور که می‌دانیم بلوتوث یک استاندارد رادیویی و پروتکل ارتباطی برای مصارف با توان پایین و برد کوتاه می‌باشد که با نصب یک میکروچیپ ارزان قیمت، در دستگاه‌ها فعال می‌شود.

پروتکل ارتباطی استفاده شده بر روی بلوتوث، پروتکل سریال می‌باشد. از انواع پروتکل‌های سریال کاربردی می‌توان به USB، RS232، CAN و I2C اشاره نمود. ارتباط از طریق دو کانال برقرار می‌گردد که یک کانال به عنوان فرستنده و کانال دیگر به عنوان گیرنده عمل می‌کند و اطلاعات به صورت سریال منتقل می‌شوند. فناوری بلوتوث شامل قابلیت‌هایی است که گسترش آن را ساده کرده است. توانایی بی‌سیم و برد کوتاه آن به دستگاه‌های جانبی این اجازه را می‌دهد که توسط یک واسط هوایی به سادگی ارتباط برقرار کنند. بلوتوث از هر دو نوع داده ای پشتیبانی می‌کند. این مساله آن را به یک تکنولوژی ایده‌آل تبدیل نموده است که امکان برقراری ارتباط با بسیاری از وسایل را فراهم می‌کند [۲۵].

در سمت دیگر بر روی گوشی همراه اپلیکیشن اندروید قرار دارد، ابزارهای مختلف اندروید برای توسعه دهندگان به راحتی

در شکل (۱۰) و در قسمت بالایی آن، سنسور با قطعات dip ساخته شده و مورد تست قرار گرفت. در قسمت پایین، سنسور در اندازه کوچکتر و در ابعاد  $3 \times 4.5 \text{ (cm}^2\text{)}$  ساخته شده با قطعات smd می‌باشد. در هر دو سنسور از ماژول بلوتوث HC05 برای ارتباط با گوشی یا PC استفاده شده است.



شکل ۱۰: سنسور اندازه‌گیری قند

### یافته‌های تحقیق

در این بخش نتایج حاصل از اعمال سیگنال AC بر روی انسان و بر روی محلول‌های قندی مورد بررسی قرار می‌گیرد. همچنین برآوردی از اندازه مقاومت‌های  $R_i$ ,  $R_e$  و خازن  $C_m$  بحث خواهد شد.

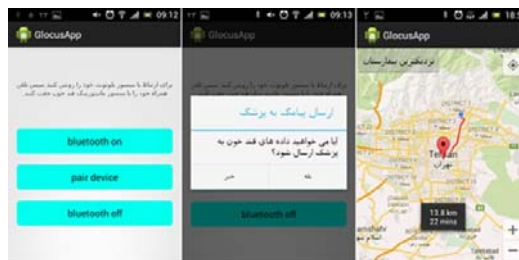
### نتایج حاصل از اعمال سیگنال AC بر روی انسان

برای داشتن تعداد افراد بیشتر با غلظت قند خون بالا، از تعداد ۴۱ نفر از روستای گنبدچای از توابع همدان نمونه‌گیری انجام شد. علت انتخاب این روستا، به این دلیل بود که از جمعیت ۷۰۰ نفری آن حدود ۳۵٪ یا ۲۵ نفر مبتلا به بیماری دیابت بودند. در جدول (۱) مشخصات داوطلبان بر مبنای سن، جنسیت و سابقه بیماری ذکر شده است، در ضمن تست به صورت قند ناشتا در افراد انجام شد. در بین این جامعه آماری ۱۲ فرد دیابتی و ۲۹ فرد سالم وجود داشت.

جدول ۱: مشخصات افراد داوطلب برای تست سنسور

جنسیت	تعداد بیماران قندی	تعداد بیماران سالم	محدوده سنی
مرد	۴	۲۰	۸۹-۴۰
زن	۸	۹	۶۷-۳۷

به منظور تجزیه و تحلیل سیگنال و استخراج رابطه‌ی معنی‌دار بین خروجی آن و میزان گلوکز اندازه‌گیری شده، روش‌های متنوعی مورد بررسی قرار گرفت. در اولین روش بر اساس مقاله [۲۱]، از جریان ورودی و ولتاژ خروجی تبدیل فوریه سریع



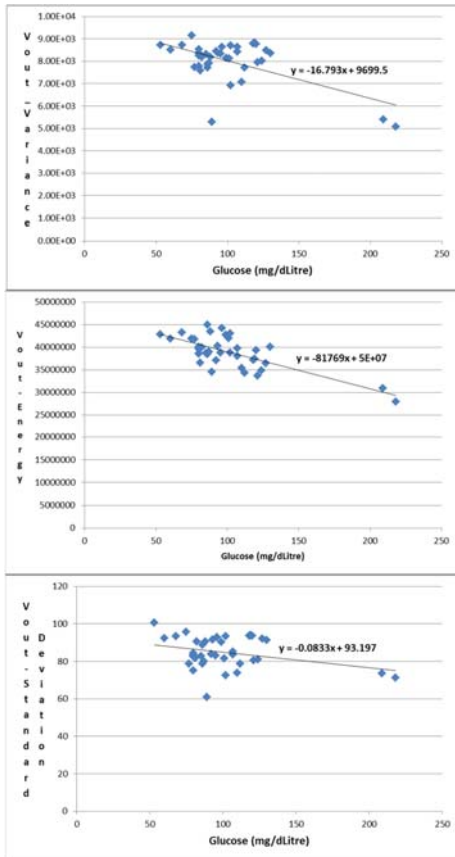
شکل ۸: اپلیکیشن اندروید سیستم نظارت بر قند خون مبتنی بر اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی بدن بر روی تلفن همراه.

### سیستم اندازه‌گیر قند خون

در سیستم اندازه‌گیر قند خون، سیگنال AC ایجاد شده، که شامل ۵ موج مربعی با فرکانس‌های 10Hz، 100Hz، 1KHz، 10KHz و 100KHz است، بر روی دست فرد از طریق دو عدد الکتروود Ag/AgCl اعمال شد. ولتاژ خروجی سنسور نیز از طریق همان دو الکتروود اندازه‌گیری شده و پس از گذشتن از یک تقویت کننده وارد یکی از پایه‌های ورودی آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر PIC16F877 گردید. طبق رابطه‌ی (۴)، برای محاسبه امپدانس به مقدار جریان ورودی هم نیاز خواهیم داشت، بنابراین با توجه به شکل (۶)، می‌توان مقدار جریان ورودی را با مقدار ولتاژی که بر روی مقاومت  $R_s$  می‌افتد، اندازه‌گیری کرد، در نتیجه این مقدار از ولتاژ هم برای محاسبه جریان ورودی به یکی دیگر از پایه‌های آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر وارد شد. مقدار این دو ولتاژ بعد از ورود به میکروکنترلر با دقت ۸ بیتی دیجیتالیز شده و از طریق بلوتوث مقادیر دیجیتال شده توسط میکروکنترلر به روی سیستم با پردازنده قوی مانند PC منتقل شد. بعد از دریافت داده‌ها توسط سیستم قوی‌تر، دو نوع پردازش سیگنال اعمال شد. اولین روش محاسبه تبدیل فوریه سریع بر روی ولتاژ خروجی و جریان ورودی و سپس محاسبه امپدانس بود و در نهایت اعمال برخی محاسبات آماری بر روی فاز و دامنه امپدانس انجام شد. در روش دوم، محاسبات آماری تنها بر روی اندازه‌ی ولتاژ خروجی صورت گرفت. شکل (۹) بلوک دیگرام سیستم اندازه‌گیری قند خون بدن را نشان می‌دهد.

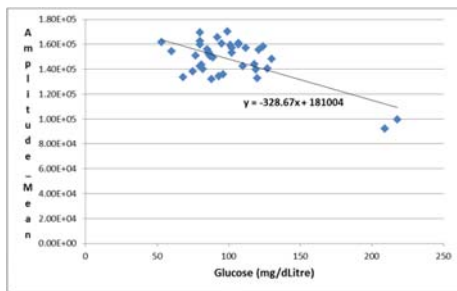


شکل ۹: بلوک دیگرام سیستم اندازه‌گیری قند خون



شکل ۱۱: نمودارهای واریانس (بالا)، انرژی (وسط) و انحراف استاندارد (پایین) در 10Hz بر روی ولتاژ خروجی

در شکل (۱۲)، ویژگی میانگین در فرکانس 10Hz بر روی دامنه امپدانس اعمال و نمودار آن رسم شده است. این نمودار هم نشان می‌دهد هر چه میزان قند افزایش می‌یابد مقدار ویژگی کاهش را نشان می‌دهد.



شکل ۱۲: نمودار میانگین در 10Hz بر روی دامنه امپدانس

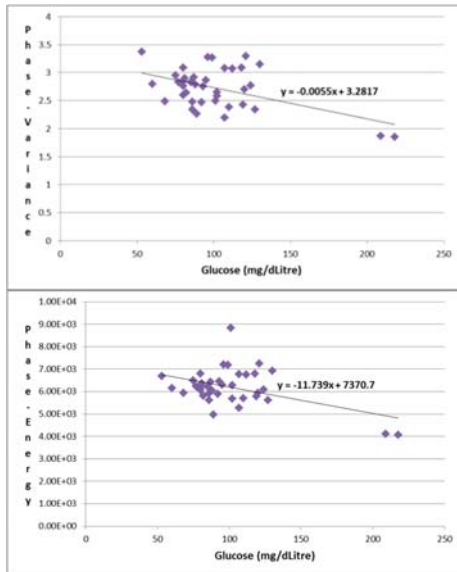
در شکل (۱۳)، واریانس و انرژی در فرکانس 10Hz بر روی فاز امپدانس پیاده و نمودارهای آن به شکل زیر و یک رابطه‌ی نزولی است.

گرفته شد و سپس برای برآورد امپدانس، مقدار فوریه ولتاژ بر فوریه جریان تقسیم گردید. در آزمایشی که بر روی انسان انجام داده شد با پیاده‌سازی این روش و ارزیابی‌های آماری بر روی داده‌ها، روابط معناداری بین این مقدار در همه فرکانس‌ها به جزء فرکانس 10KHz و میزان قند خون افراد یافت شد. همچنین در روش دیگری، بعد از مشاهده دقیق نمودارهای ولتاژ خروجی ( $V_{out}$ )، چندین ویژگی یا مشخصه آماری مانند میانگین، واریانس، انحراف استاندارد و انرژی بر روی این مقدار استخراج شد. با این تحلیل نیز در فرکانس 10Hz میزان تغییرات قند با تغییر در این مقدار را مشاهده گردید. استخراج ویژگی‌ها با کمک نرم‌افزار متلب 2009 انجام شد. در جدول (۲) جزئیات ویژگی‌های آماری که بر روی امپدانس و ولتاژ خروجی اعمال شده نمایش داده شده و نیز در شکل‌های (۱۱) تا (۱۷)، محور عمودی به عنوان ویژگی منتخب و محور افقی به عنوان میزان قند خون اندازه‌گیری شده با استفاده از دستگاه تست قند خون، رسم گردیده است.

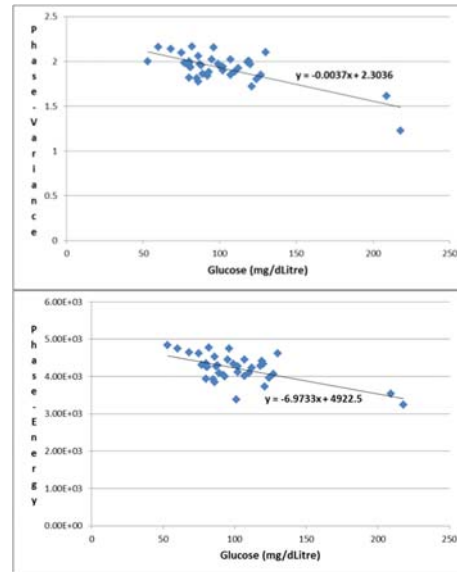
جدول ۲: مشخصه‌های بدست آمده در ۵ فرکانس و انتخاب ۱۴ مشخصه قابل قبول (تیک ✓ انتخاب و تیک ✗ عدم انتخاب ویژگی است)

روش آماری	رنج فرکانسی	100KHz	10KHz	1KHz	100Hz	10Hz
ولتاژ خروجی-انرژی		✗	✗	✗	✗	✓
ولتاژ خروجی-واریانس		✗	✗	✗	✗	✓
ولتاژ خروجی-میانگین		✗	✗	✗	✗	✗
ولتاژ خروجی-انحراف استاندارد		✗	✗	✗	✗	✓
دامنه امپدانس-انرژی		✗	✗	✗	✗	□
دامنه امپدانس-واریانس		✗	✗	✗	✗	□
دامنه امپدانس-میانگین		✓	✗	✗	✗	✓
دامنه امپدانس-انحراف استاندارد		✗	✗	✗	✗	□
فاز امپدانس-انرژی		✓	✗	✓	✓	✓
فاز امپدانس-واریانس		✓	✗	✓	✓	✓
فاز امپدانس-میانگین		✗	✗	✗	✗	✗
فاز امپدانس-انحراف استاندارد		✓	✗	✗	✗	✗

در شکل (۱۱)، نمودارهای واریانس، انرژی و انحراف استاندارد در فرکانس 10Hz بر روی اندازه ولتاژ خروجی حاصل از سنسور نمایش داده شده است. در هر سه نمودار رابطه قند خون و ویژگی مربوطه به صورت نزولی است.

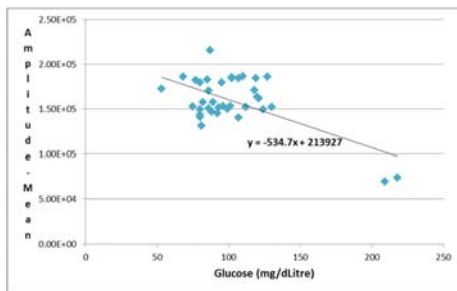


شکل ۱۵: نمودارهای واریانس (بالا) و انرژی (پایین) در 1KHz بر روی فاز امپدانس



شکل ۱۳: نمودارهای واریانس (بالا) و انرژی (پایین) در 10Hz بر روی فاز امپدانس

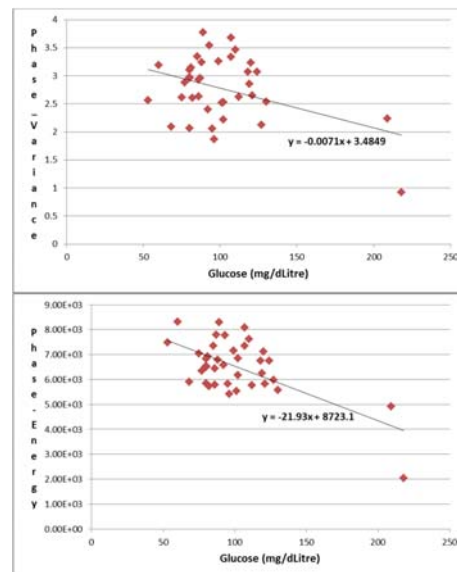
در شکل (۱۶)، ویژگی میانگین در فرکانس 100KHz بر روی دامنه امپدانس و به صورت یک رابطه نزولی را مشاهده می کنید.



شکل ۱۶: نمودار ویژگی میانگین در 100KHz بر روی دامنه امپدانس

ویژگی های واریانس، انرژی و انحراف استاندارد در فرکانس 100KHz بر روی فاز امپدانس اعمال شده و نتایج آن در شکل (۱۷) نشان داده شده است. در این فرکانس و در این سه ویژگی، برخلاف نمودارهای قبلی یک رابطه ی صعودی بین میزان افزایش قند خون و اندازه ویژگی مشاهده می شود.

در شکل (۱۴)، نمودارهای واریانس و انرژی در فرکانس 100Hz بر روی فاز امپدانس نمایش داده شده است.

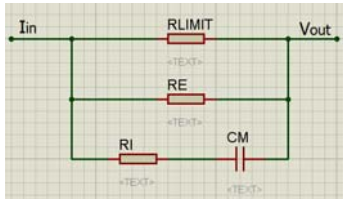


شکل ۱۴: نمودارهای واریانس (بالا) و انرژی (پایین) در 100Hz بر روی فاز امپدانس

شکل (۱۵)، نمودارهای واریانس و انرژی در فرکانس 1KHz با اعمال بر روی فاز امپدانس را نشان می دهد.

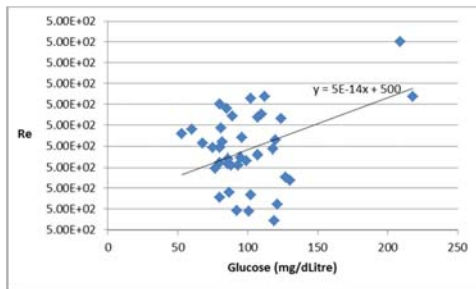
نمود. و اما برای فرکانس‌های میانی، به سادگی نمی‌توان پیش‌بینی کرد که بخش خازنی به چه حالتی خواهد بود. در فرکانس‌های خیلی بالا در حد چندین مگاهرتز می‌توان پیش‌بینی کرد که قسمت خازنی مدار اتصال کوتاه باشد [۱۹]. در رابطه‌ی (۵) زمانی که  $C_m$  مدار باز است، تنها کسر اول و دوم وارد محاسبات خواهند شد. در غیر این صورت هر سه کسر در معادله ظاهر می‌شوند.

$$I_{in} = \frac{V_{out}}{R_{Limit}} + \frac{V_{out}}{R_e} + \frac{V_{out}}{R_i 2\pi C} \quad (5)$$



شکل ۱۸: بخش فیدبک آپ امپ با مقاومت  $R_{Limit}$  و مقاومت‌های داخل سلولی  $R_i$ ، خارج سلولی  $R_e$  و غشاء خازنی  $C_m$

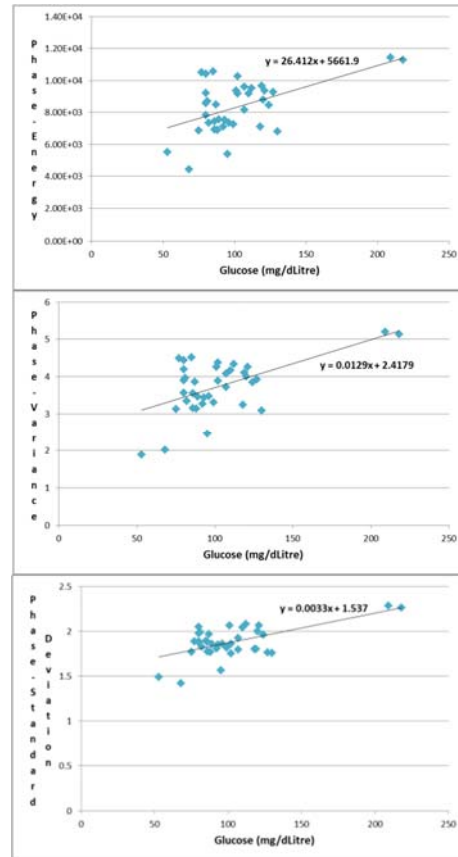
در شکل (۱۹) رابطه بین میزان مقاومت  $R_e$  و قند خون در فرکانس 10Hz دیده می‌شود. همین نمودار نشان می‌دهد که با بررسی فقط میزان  $R_e$  می‌توان به میزان قند در افراد مختلف پی برد و به جای مقدار امپدانس یا  $Z(j\omega)$  که در رابطه‌ی (۱) ذکر شد، با داشتن  $R_e$  به تنهایی هم در مورد میزان قند خون نتایج صحیحی را می‌توان بدست آورد. اما در این تحقیق نتایج حاصل بر مبنای مقدار امپدانس بدست آمد.



شکل ۱۹: رابطه  $R_e$  با میزان قند خون در فرکانس 10Hz

### انتخاب ماشین بردار پشتیبان به عنوان طبقه‌بندی‌کننده

ماشین بردار پشتیبانی<sup>۲</sup> (SVM)، از روش‌های طبقه‌بندی دودویی پیشرفته‌ای هست که مقاومت قابل توجهی در برابر بیش‌برازش و عملکرد عالی در مشکلات شناسایی الگوهای پیچیده نشان داده است. این طبقه‌بندی‌کننده با یک ابرصفحه، برای تفکیک دو کلاس می‌تواند یک تصمیم مرزی را یاد بگیرد



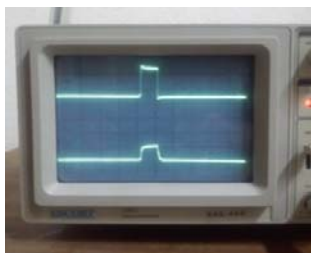
شکل ۱۷: نمودارهای انرژی (بالا) و واریانس (وسط) و انحراف استاندارد (پایین) در 100KHz بر روی فاز امپدانس

برای ارزیابی نتایج حاصل از سیستم پیشنهادی، همزمان از یک دستگاه استاندارد اندازه‌گیری قند خون نیز استفاده گردید. دستگاهی که در این آزمایش استفاده شد، محصول شرکت APEXBIO می‌باشد، با نام GlucoSureSTAR، که مورد تاییدیه FDA آمریکا و CE اروپا است. این دستگاه، قند خون را بر حسب mg/dl نمایش می‌دهد. لازم به ذکر است که کلیه آزمایشات با در نظر گرفتن اخلاق پزشکی و رضایت کامل فرد انجام شد.

### بررسی اندازه مقاومت‌های $R_e, R_i$ و خازن $C_m$

در بخش طراحی مدار اندازه‌گیری امپدانس الکتریکی از یک مقاومت به نام  $R_{Limit}$  برای تقویت سیگنال استفاده شد. در مدار شکل (۱۸) نحوه ارتباط این مقاومت با بخش‌های مختلف یک سلول اعم از مقاومت داخل سلولی  $R_i$ ، مقاومت خارج سلولی  $R_e$  و غشاء خازن  $C_m$  شبیه‌سازی شده است. زمانی که یک سیگنال با فرکانس پایین به این مدار اعمال می‌شود، انتظار می‌رود بخش پایینی یعنی قسمت خازنی مدار باز باشد. بنابراین با فرکانس‌های پایین می‌توان به راحتی مقاومت  $R_e$  را محاسبه

در این آزمایش محلول مورد نظر در ظرف مسی ریخته و با اعمال جریان به ظرف مقدار ولتاژ بر روی دو طرف بدنه‌ی ظرف مسی اندازه‌گیری شد. سپس با استفاده از بلوتوث، داده‌ها به تلفن همراه ارسال گردید. بعد از دریافت اطلاعات در تلفن همراه، ابتدا FFT داده‌های ورودی و خروجی مدار محاسبه شده و در آخر با تقسیم آن‌ها به یکدیگر امیدانس بدست آمد. در ادامه مقادیر امیدانس حاصل بر روی نمودار نمایش داده شد. این آزمایش در سه مرحله انجام گردید. مرحله اول بدون اضافه کردن گلوکز به محلول بود. مرحله بعد ۲۵ میلی گرم گلوکز به محلول ۱۰۰ سی سی اضافه و بعد از ۱۰ دقیقه با اعمال جریان و بدست آوردن ولتاژ خروجی امیدانس محاسبه شد. برای مرحله سوم نیز همین مراحل طی شده و امیدانس محلول حاوی ۱۰۰ میلی گرم گلوکز در ۱۰۰ سی سی محاسبه گردید. سیگنال AC در ۵ فرکانس بر روی ظرف مسی با سه محلول سرم رینگر، سالین و محلول NaCl 9% مورد بررسی قرار گرفت. تنها خروجی قابل قبول در فرکانس 10KHz بدست آمد. خروجی مدار با استفاده از پراب‌های مخصوص به اسیلوسکوپ وصل شد. همچنین ورودی نیز با استفاده از همین پراب‌ها به اسیلوسکوپ متصل گردید تا موج مربعی تولید شده دیده شود. نتیجه بدست آمده از اعمال ولتاژ AC به ظرف مسی در شکل (۲۱) آمده است.



شکل ۲۱: شکل موج ورودی (بالا) و خروجی (پایین) به یک ظرف مسی حاوی محلول قندی.

### آزمایش اول با استفاده از محلول سرم رینگر

در این آزمایش از محلول سرم رینگر استفاده شده است. نتایج در جدول (۳) و نمودار مربوط به آن در شکل (۲۲) ارائه شده است.

جدول ۴: نتایج بدست آمده از محلول سرم رینگر.

نتیجه (خروجی سنسور)	محلول سرم رینگر
4.65V	مرحله اول بدون اضافه کردن قند
4.95V	مرحله دوم + ۲۵ میلی گرم قند
9.5V	مرحله سوم + ۱۰۰ میلی گرم قند

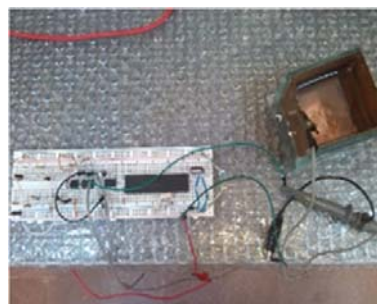
[۲۶]. بعد از بدست آوردن مشخصه‌های صحیح بر روی داده‌های ۴۱ فرد در ۵ فرکانس متفاوت، داده‌ها در یک فایل اکسل به صورت دستی به دو طبقه قند خون بالا (high) و قند خون پایین (low) تقسیم و سپس این داده‌ها به شکل داده‌های تست و آموزش به نرم‌افزار وکا داده شد. طبقه‌بندی‌های متفاوتی مانند درخت تصمیم، بیزین، لجستیک و SVM بر روی داده‌ها اعمال گردید. از بین طبقه‌بندی‌های متفاوت، درصد دقت تفکیک داده‌ها با استفاده از الگوریتم SVM از بقیه روش‌ها بهتر بود. نتیجه حاصل از این طبقه‌بندی در جدول (۳) می‌توانید ببینید. با این طبقه‌بندی و مجموعه داده‌هایی که وارد وکا شد، الگوریتم توانست با دقت بالای ۷۳٪ طبقه‌بندی را انجام دهد.

جدول ۳: نتایج الگوریتم SVM با ۱۴ مشخصه.

Select 14 feature				
Correctly Classified Instances	73.3894 %			
Incorrectly Classified Instances	26.6106 %			
Kappa statistic	0.0			
Mean absolute error	0.2661			
Root mean squared error	0.5159			
Relative absolute error	68.0704 %			
Root relative squared error	116.7299 %			
Total Number of Instances	714			
Time taken to build model	0.02 seconds			
Class	Precision	Recall	F-Measure	ROC Area
low	0.734	1.000	0.847	0.500
high	0.000	0.000	0.000	0.500

### نتایج حاصل از اعمال سیگنال AC بر روی محلول‌های قندی

در این بخش ارزیابی در ۵ فرکانس ذکر شده بر روی نمونه محلول‌های قندی ارائه شد. در این آزمایش از یک ظرف مسی با محتوای سه محلول سرم رینگر، سالین و محلول NaCl 9% استفاده گردید. ظرف مسی با محتوای محلول و مدار AC در شکل (۲۰) نشان داده شده است.



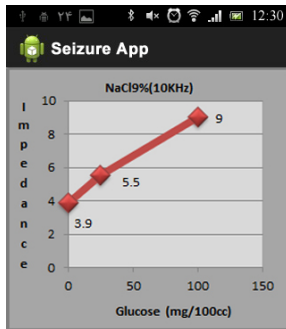
شکل ۲۰: ظرف مسی با محتوای محلول سالین و مدار تولید موج مربعی، تقویت‌کننده و میکروکنترلر.

بعد از انجام FFT روی داده‌های دریافت شده در موبایل و تقسیم خروجی به ورودی، نمودار زیر حاصل شد. همان‌طور که از نمودار مشخص است با افزایش قند خون میزان امپدانس (دامنه) هم افزایش یافته است.

جدول ۶: نتایج بدست آمده از محلول 9% NaCl.

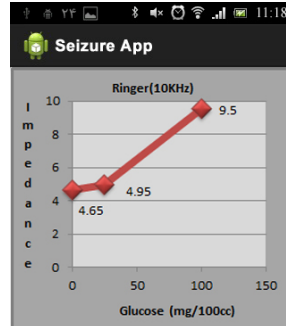
نتیجه (خروجی سنسور)	محلول 9% NaCl
3.9V	مرحله اول بدون اضافه کردن قند
5.5V	مرحله دوم + ۲۵ میلی‌گرم قند
9V	مرحله سوم + ۱۰۰ میلی‌گرم قند

بعد از انجام FFT روی داده‌های دریافت شده در موبایل و تقسیم خروجی به ورودی، نمودار زیر حاصل می‌شود. این نمودار هم مشابه دو نمودار قبلی روند صعودی را به نمایش گذاشته است.



شکل ۲۴: مرحله سوم آزمایش با استفاده از محلول 9% NaCl.

شکل ۲۲: مرحله اول آزمایش با استفاده از محلول سرم رینگر.



شکل ۲۲: مرحله اول آزمایش با استفاده از محلول سرم رینگر.

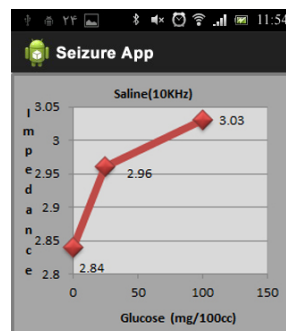
### آزمایش دوم با استفاده از محلول سالین

در این آزمایش از محلول سالین استفاده شد. نتایج در جدول (۵) و نمودار مربوط به آن در شکل (۲۳) ارائه شده است.

جدول ۵: نتایج بدست آمده از محلول سالین.

نتیجه (خروجی سنسور)	محلول سالین
2.84V	مرحله اول بدون اضافه کردن قند
2.96V	مرحله دوم + ۲۵ میلی‌گرم قند
3.03V	مرحله سوم + ۱۰۰ میلی‌گرم قند

بعد از انجام FFT روی داده‌های دریافت شده در موبایل و تقسیم خروجی به ورودی، نمودار زیر حاصل گردید. در محلول سالین نیز با افزایش قند روندی صعودی در امپدانس (دامنه) مشاهده می‌شود.



شکل ۲۳: مرحله دوم آزمایش با استفاده از محلول سالین.

### آزمایش سوم با استفاده از محلول 9% NaCl

## بحث

در مقالاتی که به عنوان بیشترین رجوع این تحقیق استفاده شدند، سعی بر آن بوده است که مقادیر  $R_i$ ،  $R_e$  و  $C_m$  و یا صرفاً مقدار امپدانس اندازه‌گیری شود. و همچنین این مقادیر بر روی بافت غیر زنده و یا بر روی محلول‌های قندی انجام شده است. اما در تحقیقی که انجام شد، علاوه بر محلول‌های قندی، سنسور قند خون بر روی انسان هم مورد بررسی و تست قرار گرفت. در این پژوهش نه تنها امپدانس الکتریکی خون بلکه مقدار ولتاژ خروجی سنسور نیز مورد بررسی قرار گرفت. بعد از جمع‌آوری داده‌ها از افراد داوطلب، و بدست آوردن امپدانس و محاسبه فاز و دامنه‌ی آن و همچنین در نظر گرفتن مقادیر ولتاژ خروجی سنسور، در مجموع ۶۰ حالت آماری متفاوت، طبق جدول (۲)، بر روی داده‌ها اعم از میانگین، واریانس، انحراف استاندارد و انرژی در ۵ فرکانس مختلف مورد بررسی قرار گرفت. در نهایت ۱۴ مشخصه که به طور واضح مقادیرشان متناسب با مقدار قند خون و به صورت تقریباً خطی تغییر

شد که از این میان، رابطه‌ی منطقی بین میزان قند محلول و امپدانس، فقط در فرکانس 10KHz مشاهده شد. با توسعه‌ی این دستگاه و ساخت آن در ابعاد کوچکتر همانند یک ساعت مچی می‌توان قند خون فرد را در هر مکان و در هر لحظه‌ای توسط خود بیمار دیابتی به راحتی و بدون هیچ عامل تهاجمی مانند سوزن‌های تست قند، اندازه‌گیری و برآورد نمود. در آینده‌ای نه چندان دور و با پیشرفت دستگاه‌های اندازه‌گیری قند خون غیرتهاجمی و با قرار دادن امکانات بیشتر بر روی اپلیکیشن اندروید می‌توان میزان انسولین مورد نیاز بیمار را نیز به وی تجویز کرد و این به معنی کاهش حضور بیماران در مراکز بهداشتی، مراقبت دائم از میزان قند خون افراد دیابتی، بالابردن کیفیت زندگی و افزایش طول عمر این گونه بیماران می‌باشد.

### تشکر و قدردانی

در راستای انجام این پژوهش، از اهالی محترم روستای گنبدچای که با صبر و حوصله اجازه تست سنسور قند خون و دستگاه استاندارد قند خون را به ما دادند کمال تشکر و آرزوی سلامتی داریم. همچنین از جناب آقای حسن خانی، مدیر بخش مبارزه با بیماری‌ها در مرکز بهداشت شهرستان همدان که امکان حضور ما را در این روستا فراهم نمودند نیز تشکر و قدردانی می‌نماییم.

technology,” J Diabetes Sci Technol, 2009, Vol. 3, pp. 624-8.

- [7] Chung, Y.-F. and C.-H. Liu, “Design of a wireless sensor network platform for tele-homecare,” Sensors, 2013, Vol. 13, pp. 17156-17175.
- [8] Nelson, L.A., et al., “Development and validation of a multiwavelength spatial domain near-infrared oximeter to detect cerebral hypoxia-ischemia,” Journal of biomedical optics, 2006, Vol. 11, p p. 064022-064022-8.
- [9] Shen, Y., et al., “The use of Fourier-transform infrared spectroscopy for the quantitative determination of glucose concentration in whole blood,” Physics in medicine and biology, 2003, Vol. 48, p. 2023.
- [10] Seoane Martínez, F., “Electrical bioimpedance cerebral monitoring,” 2007, Göteborg: Chalmers tekniska högskola.
- [11] Walker, D., et al., “Modelling the electrical impedivity of normal and premalignant cervical tissue,” Electronics Letters, 2000, Vol. 36, pp. 1603-1604.

می‌کردند انتخاب شدند. در این روش با اعمال ماشین بردار پشتیبان بر روی داده‌ها با دقت نزدیک به ۷۳٪ توانستیم داده‌ها را در دو مجموعه‌ی سطح قند خون بالا و سطح قند خون پایین تقسیم کنیم. کار جدید دیگری که در این پژوهش انجام شد، کار بر روی اپلیکیشن اندروید بود تا راه جدیدی باشد برای کارهای آتی که ما را هر چه بیشتر در مسیر سلامت سیار و کاهش هزینه‌ها با توسعه‌ی هر چه بیشتر سنسورهای پوشیدنی قرار دهد.

### نتیجه‌گیری و پیشنهادات

در این مقاله سیستم اندازه‌گیر بی‌سیم قند خون برای اندازه‌گیری قند خون افراد معرفی شد. این سیستم دارای یک مدار برای تولید موج مربعی در ۵ فرکانس مختلف بود که به منظور ارزیابی دقت اندازه‌گیری بر روی محلول‌های مختلف و بدن انسان به کار گرفته شد. با انجام تست بر روی محلول‌های قندی و بدن انسان، روابط معنی‌داری با میزان قند خون اندازه‌گیری شده توسط دستگاه استاندارد و سنسور قند در دو بخش امپدانس و ولتاژ خروجی بدست آمد. با بدست آوردن امپدانس بر روی قند خون افراد، در همه فرکانس‌ها به جز فرکانس 10KHz حداقل دو ویژگی مناسب بدست آمد. با مشاهده دقیق نمودارهای ولتاژهای خروجی نیز روابط قابل قبولی بین مقادیر آن‌ها با میزان قند خون در فرکانس 10Hz حاصل گردید. آزمایش بر روی محلول‌های قندی نیز در ۵ فرکانس و ۳ محلول با غلظت‌های متفاوت (در ۳ غلظت) انجام

### مراجع

- [1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/>.
- [2] [http://www.who.int/diabetes/country-profiles/irm\\_en.pdf?ua=1](http://www.who.int/diabetes/country-profiles/irm_en.pdf?ua=1).
- [3] Zhou, F., et al., “Mobile personal health care system for patients with diabetes, in Aging Friendly Technology for Health and Independence,” Springer, 2010, pp. 94-101.
- [4] Quinn, C.C., et al., “Mobile diabetes intervention study: testing a personalized treatment/behavioral communication intervention for blood glucose control,” Contemporary Clinical Trials, 2009, Vol. 30, pp. 334-346.
- [5] Oliver, N., et al., “Glucose sensors: a review of current and emerging technology,” Diabetic Medicine, 2009, Vol. 26, pp. 197-210.
- [6] Klonoff, D.C., “Using telemedicine to improve outcomes in diabetes—an emerging

- [24]NASR, S., "New system for early breast cancer detection by Electrical impedance spectroscopy,"
- [25]Barkhuus, L. and V.E. Polichar, "Empowerment through seamfulness: smart phones in everyday life," *Personal and Ubiquitous Computing*, 2011, Vol. 15, pp. 629-639.
- [26]Noble, W.S., "What is a support vector machine?," *Nature biotechnology*, 2006, Vol. 24, pp. 1565-1567.
- [12]Kolehmainen, V., "Novel approaches to image reconstruction in diffusion tomography," 2001, Kuopion yliopisto.
- [13]Dai, T. and A. Adler, "In vivo blood characterization from bioimpedance spectroscopy of blood pooling," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 2009, Vol. 58, pp. 3831-3838.
- [14]Dhar, S.K., P. Biswas, and S. Chakraborty., "DC impedance of human blood using EIS: An approach to non-invasive blood glucose measurement," *Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), International Conference*, 2013, IEEE, pp. 1-6.
- [15]Hossain, Q.D. and S.K. Dhar, "Characterization of Physiological Glucose Concentration Using Electrical Impedance Spectroscopy," *IJCSI International Journal of Computer Science Issues*, 2013, Vol. 10, pp. 105-111.
- [16]Food, U. and D. Administration, "Unsafe and ineffective devices approved in the EU that were not approved in the US," Silver Spring, MD: US Food and Drug Administration, 2012.
- [17]Girardin, C.M., et al., "Continuous glucose monitoring: A review of biochemical perspectives and clinical use in type 1 diabetes," *Clinical biochemistry*, 2009, Vol.42, pp. 136-142.
- [18]Malchoff, C.D., et al., "A novel noninvasive blood glucose monitor," *Diabetes Care*, 2002, Vol. 25, pp. 2268-2275.
- [19]Islam, R., et al., "Non-invasive Assessment of EIS (Electrical Impedance Spectroscopy) based on cell Equivalent Electrical circuit Model," *International Journal of Advancements in Research & Technology*, 2013. Vol.2, pp. 1-5.
- [20]Raz, I., J. Wainstein, and D. Argaman. "Continuous non invasive venous blood glucose monitor," *Diabetes*, 2003, Vol. 52, p. A98.
- [21]Dhar, S.K. and Q.D. Hossain. "Non-invasive Bio-impedance Measurement Using Voltage-Current Pulse Technique," *Int. Conf. on Electrical, Electronics and Biomedical Engineering*, 2012, pp. 70-74.
- [22]Pocock, S., et al., "Diurnal variations in serum biochemical and haematological measurements," *Journal of clinical pathology*, 1989, Vol. 42, pp. 172-179.
- [23]Bisquert, J. and F. Fabregat-Santiago, "Impedance spectroscopy: a general introduction and application to dye-sensitized solar cells," *Dye-Sensitized Solar Cells*, 2010, p. 457.