



بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ

(بیوفیزیك)

موضوع: کنترل قند خون با استفاده از روش نوری غیر تهاجمی

محدودیت های طراحی وچالش ها

نام اعضا گروه: فاطمه شعبانی - محمدرضا سعادت

فریده جعفری-محدثه محمدی-فهیمة خسروپور-پگاه سادات افضلی-

فاطمه حسنی- نیکتا نور بخش-سعیده حسینی - مریم حصاری

استاد مربوطه: سرکارخانم زینب محمد پوری

سال تحصیلی: ۱۳۹۹-۱۴۰۰

در این جا قصد داریم تا نکات مهم مرتبط با طراحی و توسعه موارد غیرتهاجمی دستگاه پزشکی کنترل قند خون را مورد بحث قرار دهیم. ظهور یک فناوری غیرتهاجمی بدون درد می تواند باعث بهبود وضعیت بیمار برای کنترل منظم قند خون شود

در نتیجه زندگی بیمار دیابتی بطور قابل توجهی بهبود می یابد. سیگنال های ضعیف تولید شده توسط مولکول های گلوکز مشکل اصلی در تشخیص نوری آن ها است حساسیت ضعیف، خاصیت، همپوشانی طیفی مولکولی آب مربوط به مولکولهای گلوکز، برای تمرکز برای پیشرفت بهینه در این زمینه مورد نیاز است. علاوه بر این، بافت پوست مبتنی بر پراکندگی، الگوی انعکاس، انتقال است که نقش اصلی را در استفاده از تکنیک های نوری مبتنی بر غیرتهاجمی بازی می کند.

در اینجا مزایا و معایب این روش را بررسی می کنیم.



دیابت شیرین به نوعی اختلال متابولیک فیزیولوژیکی اشاره دارد در واقع دیابت یک اختلال در سوخت و ساز (متابولیسم) بدن است که در آن گلوکز خون از محدوده نرمالش (۹۰-۱۴۰ mg/dl) بالا و پایین می‌رود. که میلیون‌ها نفر در ایالت متحده آمریکا و سراسر جهان از این اختلال سوخت و سازی بدن رنج می‌برند. در حال حاضر انواع مختلف گلوکومتر مهاجم تجاری برای نظارت سطح قند خون در بازار موجود است. از علائم مختلف آن می‌توان به افزایش گرسنگی، تشنگی و دفع ادرار اشاره کرد که نشان دهنده سطح قند زیاد است. دیابت به دو نوع عمده تقسیم می‌شود که به عنوان دیابت نوع ۱ و ۲ شناخته می‌شوند. در دیابت نوع ۱ یا دیابت نوجوان، سلولهای بتا پانکراس (لوزالمعده) به دلیل برخی شرایط پاتولوژیک تخریب می‌شوند. این پدیده منجر به کمبود انسولین مطلق می‌شود. انسولین یک هورمون است که در بدن تولید می‌شود تا سطح گلوکز خون را متعادل کند در دیابت، یا انسولین به مقدار کافی در بدن وجود ندارد و یا انسولین موجود قادر نیست تا وظیفه خود را به درستی انجام دهد و در نتیجه به علت وجود مقاومت در برابر آن، قندخون بالا می‌رود



دیابت نوع ۱ اغلب به طور ژنتیکی به ارث می رسد. تقریباً ۰.۵-۰.۶٪ از جمعیت دیابتی جوان در این گروه دیابت نوع ۱ قرار می گیرند. مقاومت در برابر تولید انسولین علائم معروف به دیابت نوع ۲ را تحریک میکند. سبک زندگی نشسته (غیرمتحرک) اغلب منجر به دیابت نوع ۲ می شود. به طور کلی، افرادی که فعالیت بدنی بالا، سبک زندگی پرانرژی، با عادت های عدم استعمال دخانیات دارند کمتر در معرض مشکلات مربوط به دیابت هستند.

در حال حاضر با ظهور گلوکومتر تهاجمی، افراد می توانند سطح گلوکز خون مربوطه خود را در خانه کنترل کنند. روند کنترل تهاجمی گلوکومتر خون دردناک و پرهزینه است اما برای مدیریت موثر قند خون تنظیم دقیق گلوکز خون لازم است. به دلیل عوامل دردناک بودن و هزینه که اغلب مانع از ادامه نظارت بر قند خون می شود. رویکرد غیر تهاجمی بدون درد با نظارت موثر بر قند خون از نظر بالینی امکان پذیر شده است.



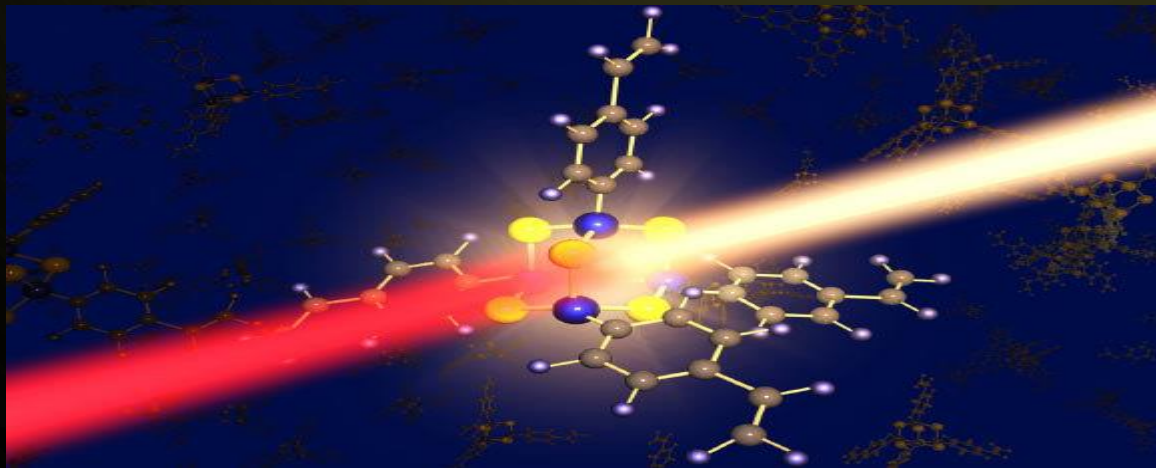
۲- روش های تشخیص غیر تهاجمی گلوکز در خون مبتنی بر فن آوری نوری

حسگرهای مبتنی بر فناوری نوری در زمینه پزشکی برای اهداف مختلف تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرند .

روش های مختلف نوری که با در ارتباط بودن با نمونه های خون و بافت برای تشخیص غیرتهاجمی قندخون استفاده شده اند به شرح زیر است:

-**طیف سنجی مادون قرمز** از پدیده جذب و پراکندگی نور هنگام هدایت بر روی بافت های نمونه برای اهداف تحلیلی استفاده می کند. اثر متقابل نور و بافت نمونه ، اطلاعات خاص ارتعاشی مولکولی مربوط به پدیده جذب و شکست نور را در محدوده طیفی مادون قرمز تولید میکند .

-**طیف سنجی از پدیده شکست نور** استفاده میکند هنگامی که یک پرتو تک نور لیزر بر روی بافت نمونه تابش می شود پدیده شکست به دلیل ارتعاشات ونوسانات مولکولی تولید می شود.درجه شکست برای مولکول های خاص (گلوکز) کاملاً به سطح غلظت آن بستگی دارد .



-**طیف سنجی فلورسنت از فلورسانس** تولیدشده از بافت نمونه هنگامی که توسط نور طول موج خاص روشن میشود استفاده میکند به طوری که محلول گلوکز موجود در بافت هنگامی که توسط پرتوی لیزر ماورابنفش ۳۰۸ نانومتر روشن میشود در دامنه طیفی ۳۴۰ تا ۴۰۰ نانومتر نور ساطع می کند.

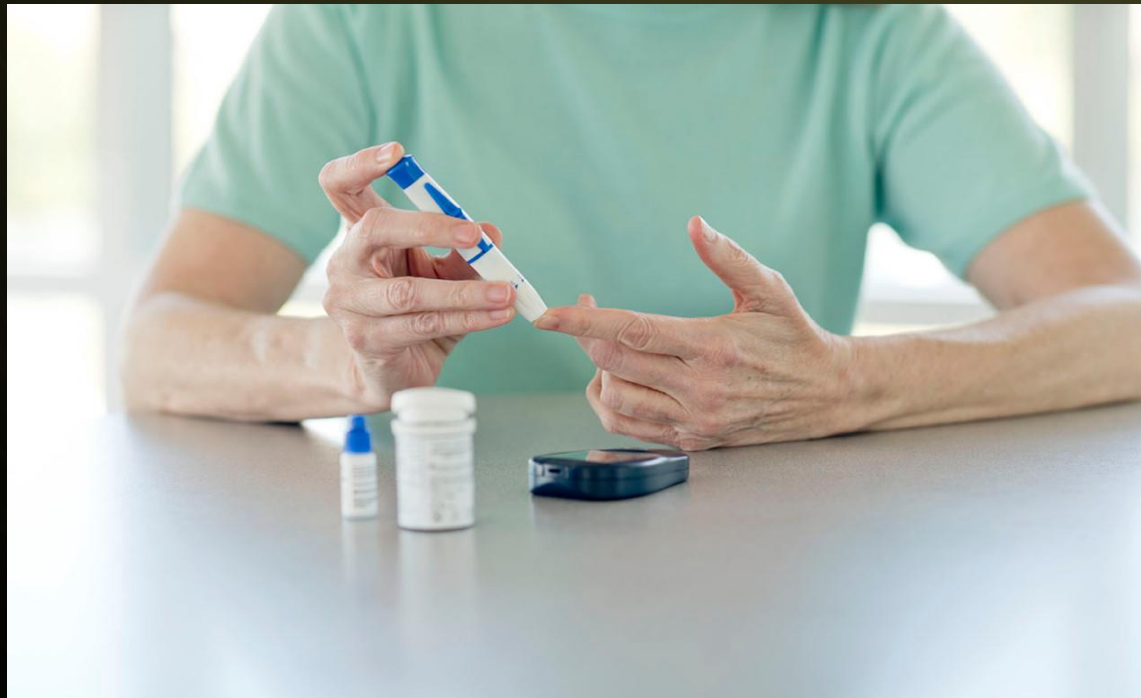
-**طیف حرارتی از انتشار نور مادون قرمز** در مقایسه با جذب گلوکز استفاده میکند که میزان انتشار مادون قرمز با مقدار گلوکز موجود در منطقه هدف از قسمت بدن مطابقت دارد.

-**طیف حرارتی از انتشار نور مادون قرمز** در مقایسه با جذب گلوکز استفاده میکند که میزان انتشار مادون قرمز با مقدار گلوکز موجود در منطقه هدف از قسمت بدن مطابقت دارد.

-**(photoacoustic)** فناوری از نور لیزر برای تحریک مایعات بدن استفاده میکند و پاسخ صوتی برای تشخیص سطح گلوکز خون تعیین میشود .

-**توموگرافی انسجام نوری (OCT)** از نور فوق العاده هم دوستی یک تداخل سنج مرتبط با بازوی مرجع و بازوی نمونه استفاده میکند. هنگامی که پرتو نور از مجموعه بافت برگشت می خورد تغییر طول موج نور در بازوی نمونه منعکس کننده و بازوی منعکس کننده مقایسه میشود همبستگی تاخیری بین آن ها برای پیشبینی سطح گلوکز خون بدن تعیین میشود.

-**طیف سنجی چشمی** از لنزهای تماسی چشم مبتنی برهیدروپال استفاده میکند. لنز مورد استفاده بسته به غلظت گلوکز تغییر رنگ میدهد. این تغییر رنگ به عنوان ابزاری برای تشخیص قندخون از اشک افراد دیابتی استفاده میشود. با افزایش جمعیت دیابتی رویکرد غیرتهاجمی برای اندازه گیری قند خون نیاز شدید علوم پزشکی بوده است. تعیین قندخون بدون درد و روش سوراخ کردن انگشت به محبوبیت گلوکومتر غیرتهاجمی افزوده است.



۳) محدودیت ها و چالش های طراحی

در اندازه گیری گلوکز خون غیرتهاجمی مبتنی بر فناوری نوری ، از بافت زنده استفاده می شود. بافت زنده به دلیل زنده بودن تحت تغییر و تحولات مختلف و پیوسته ای در شرایط فیزیولوژیکی قرار می گیرد.

سیگنال های ضعیف تولید شده توسط مولکول های گلوکز مشکل اصلی در تشخیص نوری آن ها است و اینکه این مولکول ها با مولکول های آب همپوشانی دارد.

مشکلات واقعی و کوتاه که در طول اندازه گیری های مبتنی بر نور مادون قرمز رخ می دهد به شرح زیر است:

۱-مشکلات ابزاری در دستیابی به طیف جذب دقیق

۲- مدل کالیبراسیون

۴-اندازه گیری طرح حرکت فوتون نور

۳-ابزار طیف سنجی و رابط انسان

۵-تأثیر محیط اطراف با بازه های زمانی مختلف

1- مشکلات ابزاری در دستیابی به طیف جذب دقیق:

مقدار بسیار کم گلوکز موجود در بافت و ماتریس خون ، باعث تشخیص دشوار آن می شود. سیگنال های طیفی به دلیل سیگنال های پایین گلوکز دچار مشکل است

اندازه گیری بر اساس طیف سنجی مادون قرمز در بافت زنده و طبیعی تحت تأثیر دلایل متعدد و پویا مانند حرکت های رانشی دستگاه ، گذر زمان ، سر و صدا از محیط ، افزایش نسبت سیگنال به نویز ، دمای اتاق ، شرایط پزشکی ، تعریق لایه های پوست و غیره قرار میگیرد و در میزان جذب نور بازتاب شده ، و شکست نور تاثیر میگذارد



۲- مدل کالیبراسیون؛ ویژگی ها و استحکام آن:

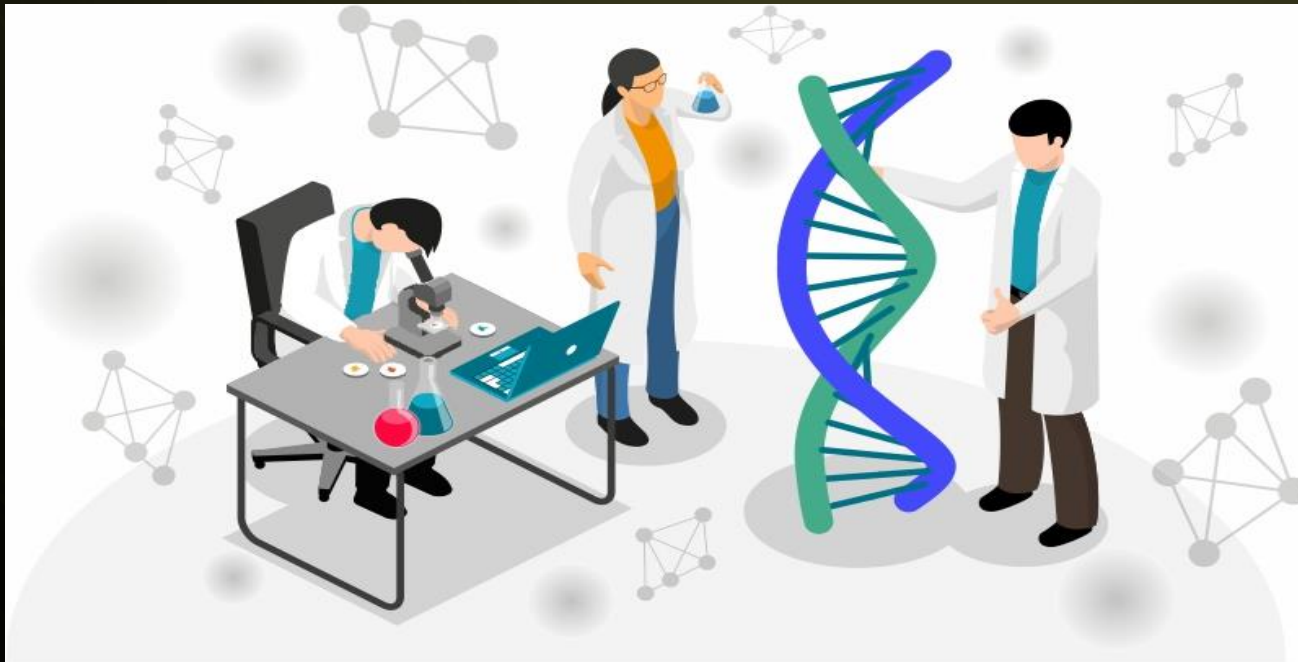
مدل کالیبراسیون که برای تشخیص غیر تهاجمی قند خون است بر اساس ابزارهای مختلف آماری و تجربی طراحی شده است.

فاکتورهای کلیدی ساخت مدل شامل: جریان خون ضربان دار طبیعی، دمای اتاق، رطوبت بر اساس آب و هوا، ضربان نبض متغیر، اسمولاریته گلوکز مولکول ها و مایعات بدن، ضربان قلب، وضعیت احساسی موضوع، رنگدانه های پوستی و غیره است. باز هم، این عوامل است ممکن است نتایج مناسب را ارائه ندهد

درجه اثربخشی فاکتوریل بیش از نوسانات سطح گلوکز خون باید با دقت مورد بررسی قرار گیرد.

3- ابزار طیف سنجی و رابط انسان:

یافته های طیفی در موارد مختلف، متفاوت است و به شرایط دما، مصنوعات حرکتی ، خشکی پوست ، زاویه تماس ، موقعیت بدن ، ماهیت مکان های اندازه گیری و غیره بستگی دارد. برای حذف همه این موانع در فرآیند کسب سیگنال ، طرح های الگوریتمی یا مکانیکی منحصر به فردی برای فیلتر کردن چنین سیگنالهای ناخواسته ، در نظر گرفته شده است این رویکردها به انسان کمک می کند



۴- اندازه گیری طرح حرکت فوتون نور:

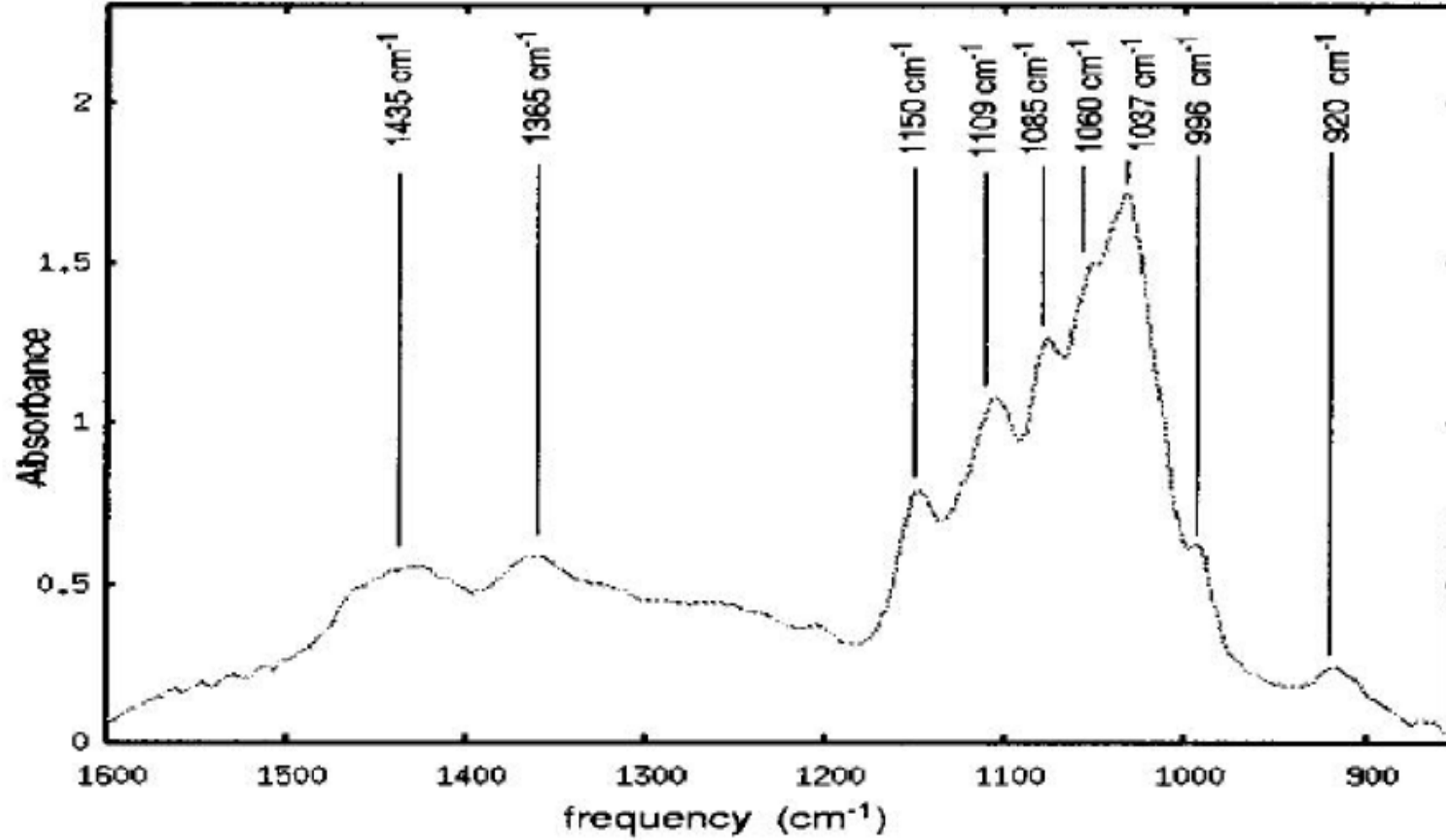
نوری که از بافت بیولوژیکی می گذرد در معرض جذب و پدیده شکست نور و همه عواملی که نور را از ادامه کوتاهترین مسیر مستقیم منحرف می کنند قرار میگیرد.

تمام فوتون های نوری که در ردیاب ها دریافت می شوند ، همان دسته فوتون هایی هستند که از این عوامل مختلف و ویژگی های متنوع بدن گذر کرده اند. بنابراین برای تعیین سطح مخصوص غلظت گلوکز ، باید کوتاهترین مسیر نور مستقیم مشخص شود، نسبت سیگنال به نویز نیز نقش مهمی در اینجا دارد

۵- تأثیر محیط اطراف با بازه های زمانی مختلف:

تمام مراحل فیزیولوژیکی از بدن انسان بسته به میزان متابولیسم تغییر می کند ، وضعیت عاطفی و غیره. این عوامل و تغییراتی که همیشه در زمان های واقعی مختلف ایجاد میشود را مشکلاتی را برای تعیین دقیق گلوکز واقعی خون ایجاد میکند . برای غلبه بر این دشواری یک روش اندازه گیری مناسب و قابل قبول جهانی مورد نظر است

نمودار مقدار نور جذب شده بر حسب فرکانس موج مادون قرمز



• **طیف سنجی مادون قرمز نزدیک** یا **NIR** با پرتو نور با طول موج در محدوده ۷۵۰ - ۲۵۰۰ نانومتر که روی بدن متمرکز میشود، کار میکند و برای تخمین غلظت گلوکز بافت در عمق (۱ تا ۱۰۰ میلیمتر) از اندازه گیری تغییرات در شدت نور ناشی از عبور یا بازتاب نور در بافت استفاده می کند.

• با پیشرفت های اخیر در زمینه میکروالکترونیک، طیف سنجی NIR روشی رایج برای نظارت بر بسیاری از پارامترهای فیزیولوژیک شده است؛ زیرا این روش نظارتی ساده، مقرون به صرفه، امن و راحت را فراهم مینماید سه باند در محدوده NIR وجود دارد که عبارت اند از؛ باند اورتون ترکیبی (۲۰۰۰-۲۰۰۰ نانومتر) باند اورتون اول (۱۴۰۰ - ۲۵۰۰ نانومتر) و باند اورتون بالاتر (۷۵۰-۱۴۰۰ نانومتر) به علت واکنش های شیمیایی بین بافتی، از نور متمرکز شده روی بدن، بخشی جذب و بخشی شکست نور استفاده میشود. تضعیف نور در بافت با توجه به تئوری حرکت نور، به وسیله معادله ۱ به دست می آید که (۱) شدت نور بازگشتی، I_0 (شدت نور تابیده شده)، ضریب تضعیف و d (طول مسیر نور در بافت است μ_{eff} بر اساس معادله ۲ برابر ضریب تضعیف خطی نور، μ_a ضریب تأثیر جذب و μ_s ضریب تأثیر پراکندگی است. تغییر در گلوکز، از طریق تغییر جذب متناظر با جا به جایی آب یا تغییر ذاتی جذب بافت بر μ_a بافت، تأثیر میگذارد. تغییر در گلوکز همچنین بر μ_s تأثیر میگذارد. این ضریب، تابعی از مراکز پراکندگی چگالی در حجم بافت مشاهده شده، میانگین قطر مراکز پراکندگی، شاخص انکسار آنها و شاخص انکسار مایع اطراف است.

$$I = I_0 e^{-\mu_{eff} d} \quad (1)$$

$$\mu_{eff} = f(\mu_a, \mu_s) \quad (2)$$

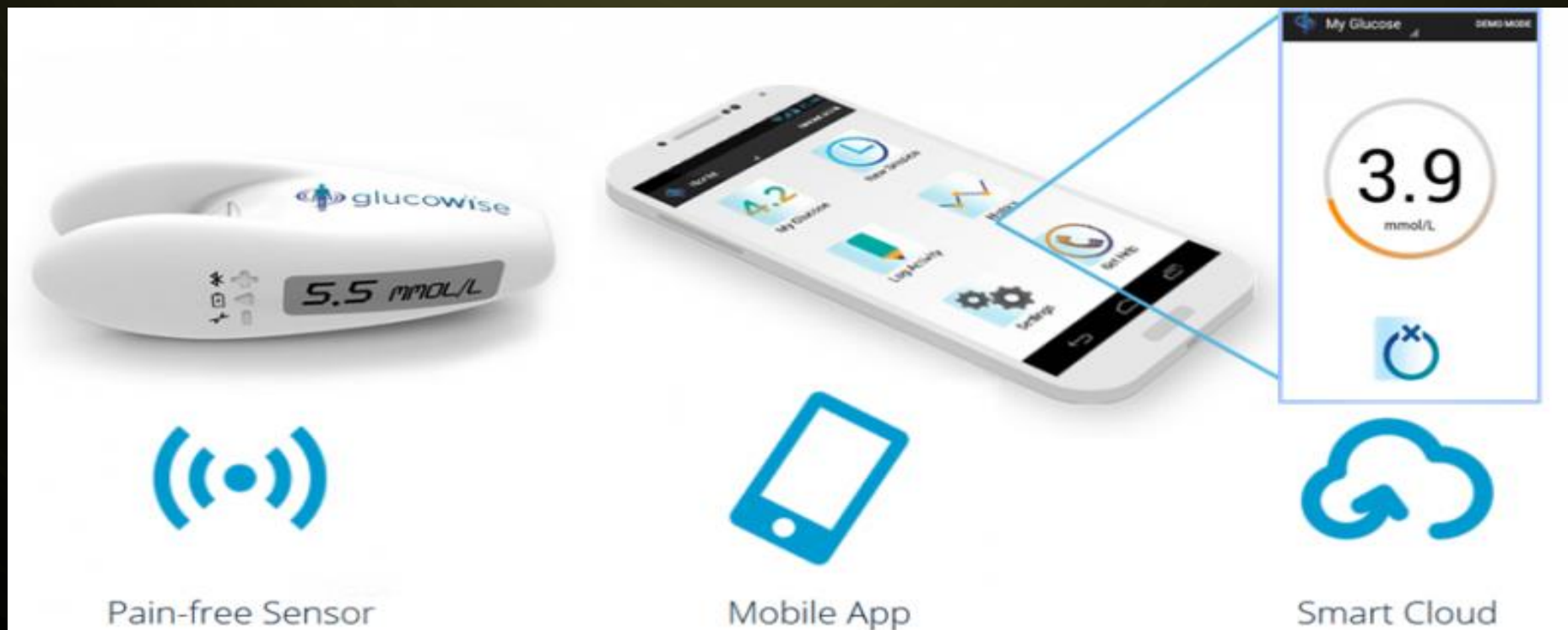
در مبحث بافت پوستی رشته های بافتهای پیوندی همان مراکز پراکندگی هستند و گلبول های قرمز مراکز پراکندگی برای خون هستند. گلوکز شاخص انکسار را کاهش میدهد. این کاهش منجر میشود ضریب پراکنش کمتر یا میزان پراکنش کمتر و در گلوکز، فوتونهای کمتری جذب میشوند و شدت نور افزایش می یابد غلظت گلوکز را میتوان به وسیله شدت نور عبوری (با طول موج خاص) از بافت حاوی گلوکز و شدت نور بازگشتی از خود بافت تخمین زد که عبور یا بازگشت نور را میتوان به وسیله آشکارسازهای مناسب اندازه گیری کرد

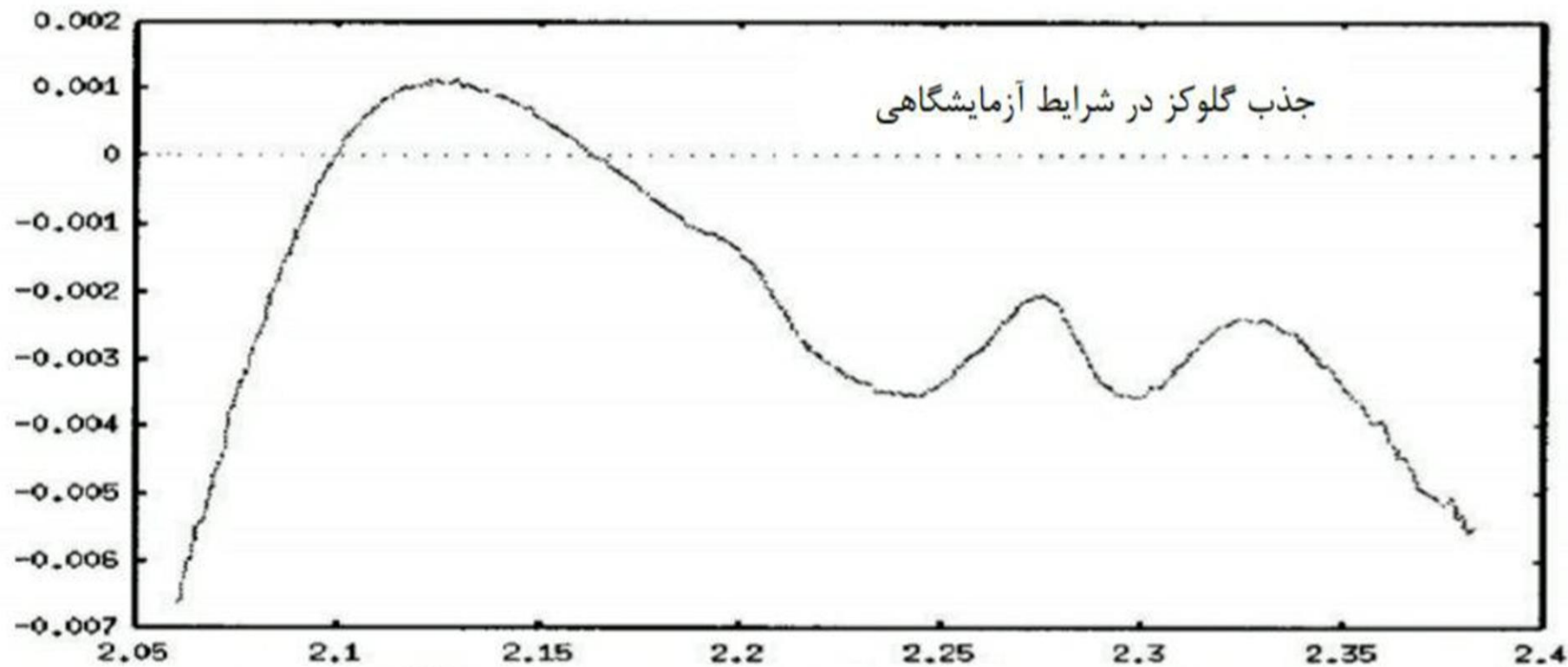
حساسیت بالای آشکارسازهای حساس به نور **NIR**، انرژی بالای سیگنال ها در مقایسه با طیف سنجی **MIR**، هزینه کم و طیف گسترده محصولات تجاری موجود اشاره کرد در این روش می توان گلوکز را روی نقاط مختلف بدن مانند زبان، مخاط دهان، لب، نرمه گوش، انگشت، ساعد و گونه اندازه گیری کرد



مداخله پارامترهای فیزیکی همچون تغییرات در فشار، دما، پارامترهای شیمیایی، تری گلیسیرید و آلبومین) در اندازه گیری گلوکز، همچنین مداخله تغییرات محیطی مانند تغییرات در دما، رطوبت، هیدراتاسیون پوست، کربن دی اکسید و فشار اتمسفر در اندازه گیری از معایب این روش هستند. این عوامل باعث کاهش دقت اندازه گیری میشوند.

همچنین می توان از پزشکی سیار مبتنی بر تلفن های همراه که به عنوان یک رویکرد مؤثر برای تبادل اطلاعات و فراهم کردن بازخورد میان بیماران و مراقبان آن ها اثبات شده است استفاده کرد.

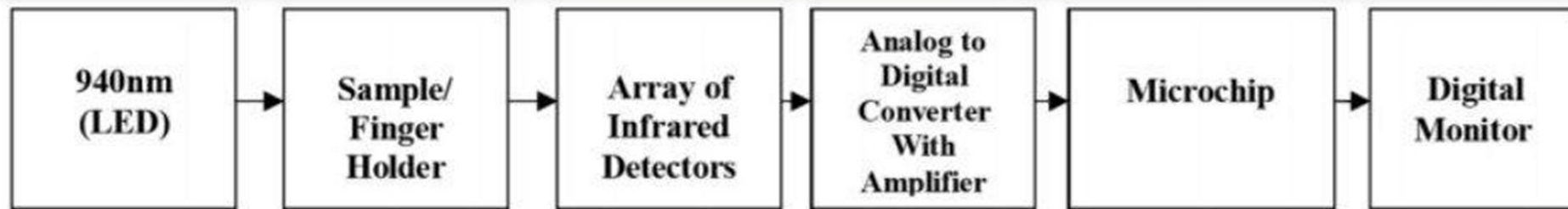




شکل-2. این شکل نشان دهنده الگو طیفی جذب نوری مبتنی بر مولکول گلوکز در منطقه NIR (نزدیک مادون قرمز) است که از 5000 تا 4000 cm^{-1} گسترش می یابد.

طرح تولید کلی برای گلوکومتر غیرتهاجمی

نانومتر 940LED نمودار بلوکی سیستم سنجش غیرتهاجمی قند خون را نشان می دهد. منبع نور شامل یک ، است) دیود ساطع نور(. این نور مادون قرمز که به عنوان سیگنال ورودی استفاده می شود از طریق واحد با مولکول های حاضر در محیط فعل و IR نور نگه دارنده نمونه/ انگشت منتشر می شود. در مرحله تکثیر انفعالاتی انجام می دهد. سیگنال خروجی حاصل توسط آرایه آشکارگرهای حساس به مادون قرمز شناسایی سیگنال دیجیتالی شده و تقویت می شود. سیگنال دیجیتال توسط الگوریتم مخصوص طراحی می شود. بعد از آن شده در میکروچیپ پردازش می شود تا سطح گلوکز خون را تشخیص دهد سپس سطح گلوکز خون از طریق مانیتور دیجیتال به صورت الکترونیکی نمایش داده می شود



شکل-3. سیستم سنجش غیر تهاجمی قند خون

میزان افزایش هشداردهنده جمعیت دیابتی امروزه یک مساله مهم و نگران کننده است. فناوری غیر تهاجمی موثر بالینی در کنترل فعال مقررات سطح گلوکز خون مفید خواهد بود.. گلوکومتر غیر تهاجمی جدید با قابلیت تشخیص دقیق گلوکزخون در آینده نزدیک بر بازار گلوکومتر تجاری تساط خواهد داشت. از نظر فنی ما در مرحله شروع تکنیک های

تشخیص غیرتهاجمی قند خون هستیم. نتیجه کار گروهی گروه های مختلف دانشمند برای نتایج مثمر ثمر در این زمینه لازم است.



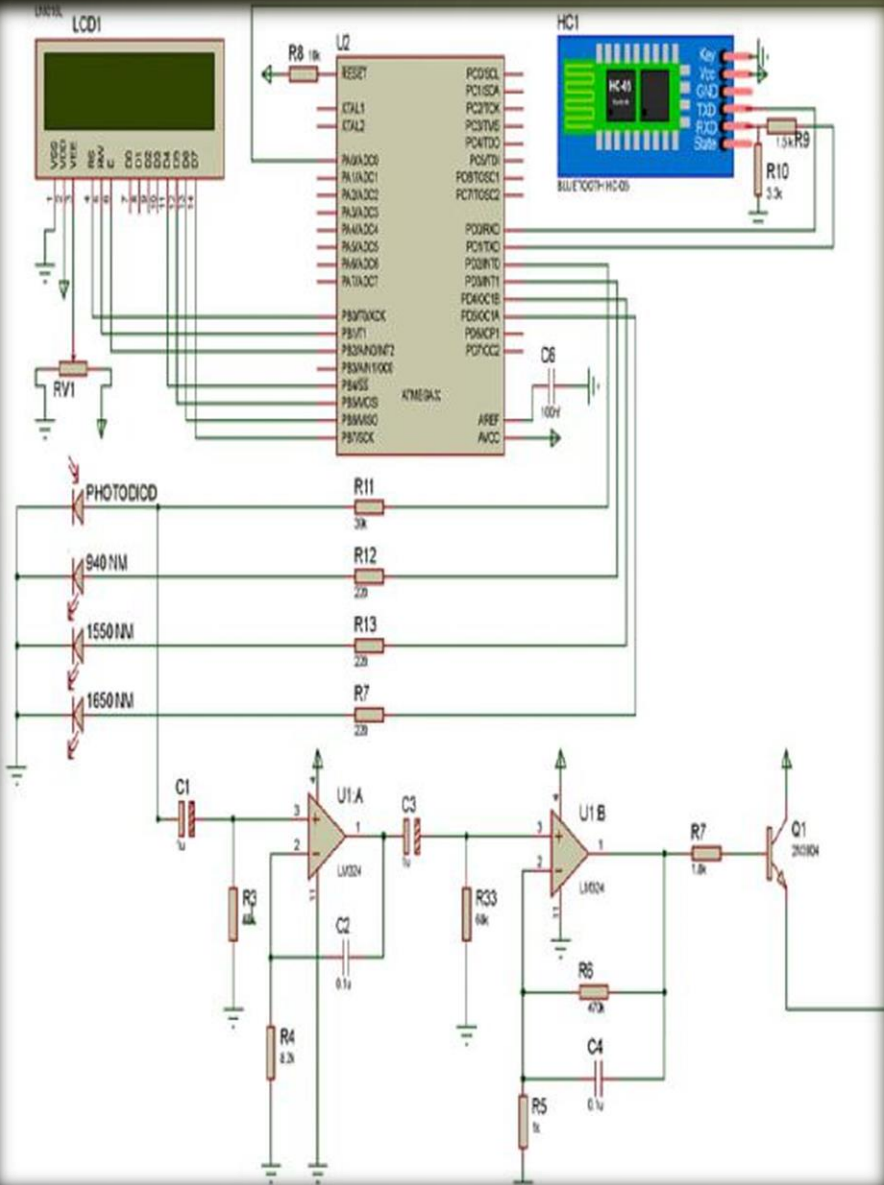
الف) پیاده سازی سخت افزار:

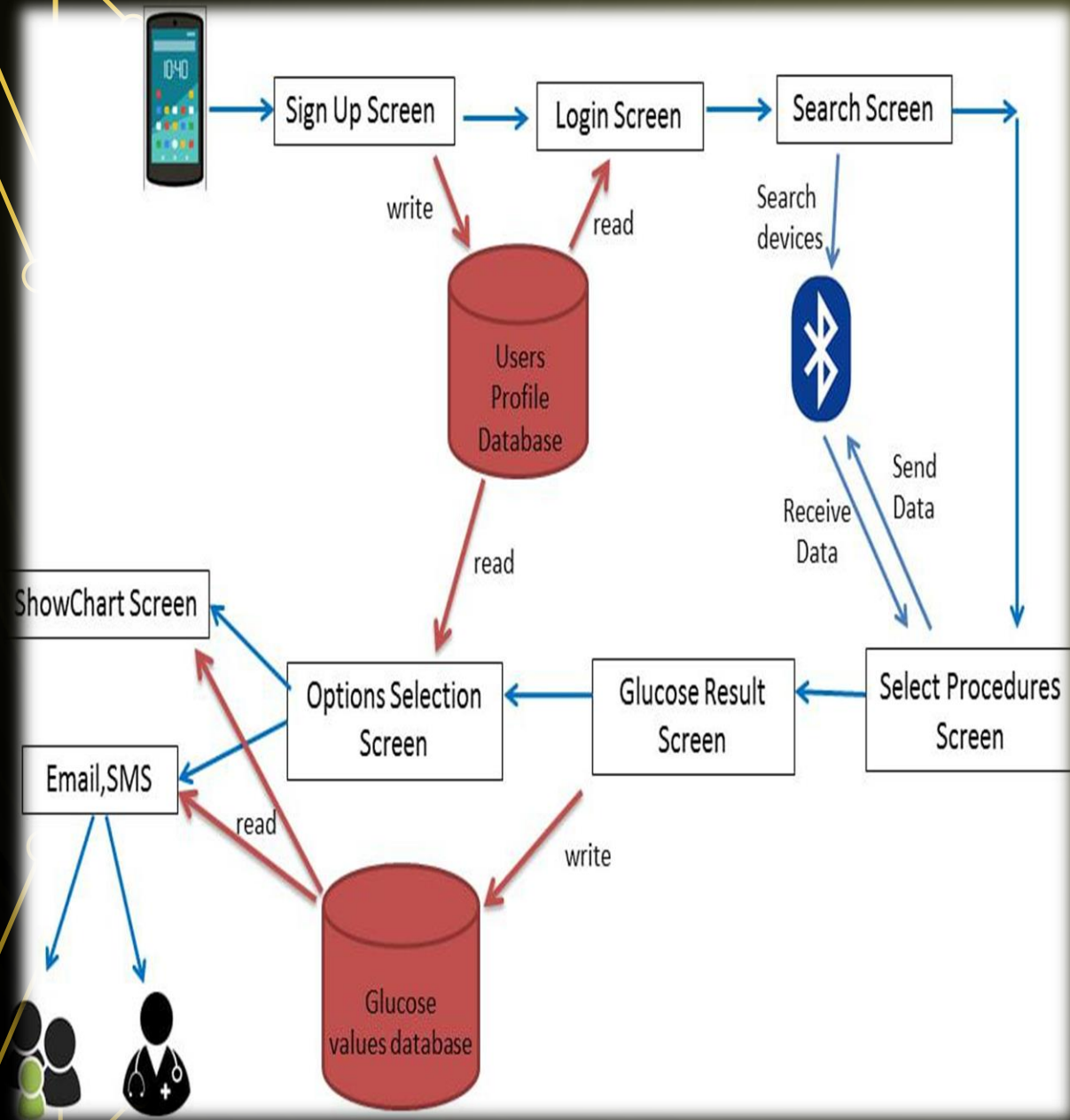
حسگر طراحی شده در این پژوهش از روش طیف سنجی

مادون قرمز نزدیک برای اندازه گیری گلوکز خون استفاده میکند. انتخاب اینکه از نور با چه طول موج هایی استفاده گردد بسیار مهم است. در این پژوهش از مادون قرمز با طول موج های ۹۴۰، ۱۵۵۰ و ۱۶۵۰ استفاده شد. دلیل این انتخاب این بود که حداکثر جذب گلوکز در نزدیک این طول موج های اتفاق می افتد. همچنین از یک گیرنده مادون قرمز در محدوده ۸۰۰ تا ۱۷۰۰ نانومتر برای دریافت سیگنال نوری استفاده گردید. مدار سیستم پیشنهادی پژوهش در شکل ۱ نمایش داده شد.

برای کنترل روشن و خاموش شدن فرستنده ها و گیرنده از میکروکنترلر استفاده شد بنابراین فرستنده ها و گیرنده به پین های پورت D میکرو متصل شدند. مدار پیشنهادی Joshi و Pande برای فیلتر تقویت و ایزولاسیون سیگنال استفاده شده است. خروجی مدار پیشنهادی به پین AO میکرو وصل می شود. میکرو این سیگنال آنالوگ را دیجیتال کرده روی آن پردازش انجام می دهد. در واقع میکرو از ولتاژ های دریافت شده ناشی از تابش هر کدام از فرستنده ها میانگین میگیرد و به عنوان خروجی روی ال سی دی نمایش میدهد و از طریق بلوتوث ارسال مینماید. میکروکنترلر استفاده شده در این پژوهش AVR ATmega 32 میباشد.

برنامه نویسی میکرو در زبان C انجام شد. اندازه گیری قند خون در هر دو حالت بازتاب و عبور بررسی شد بنابراین مدار دارای دو نوع پروب جداگانه برای حالت عبور و بازتاب می باشد.





ب) توسعه نرم افزار اندروید:

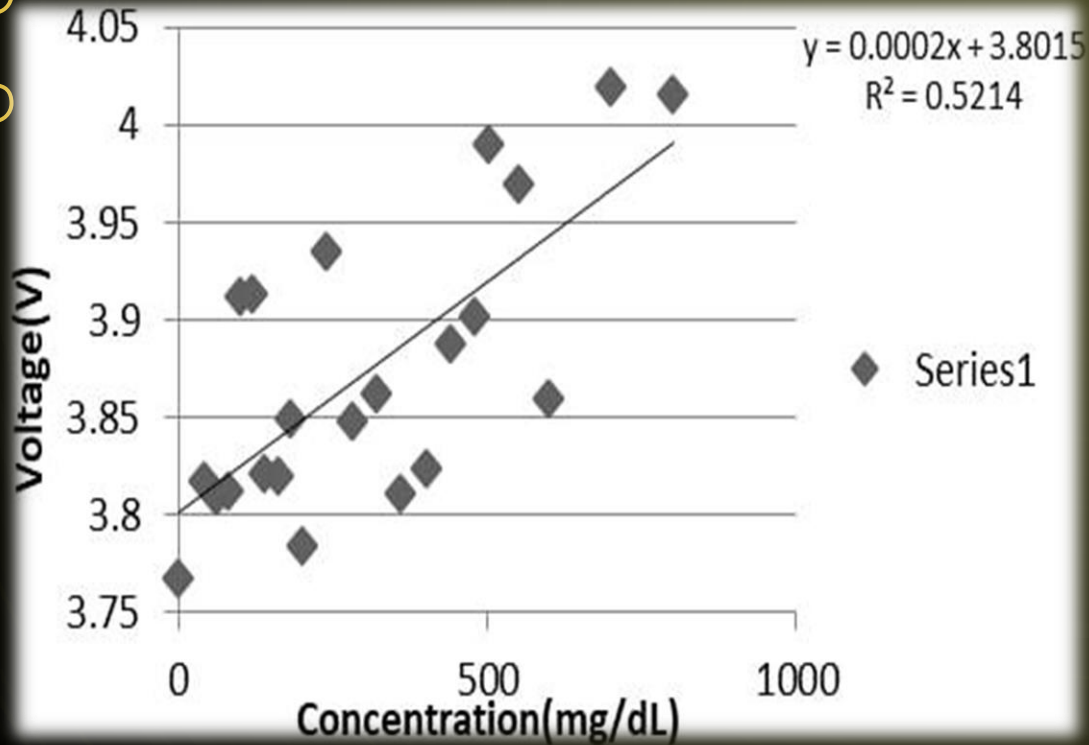
در سخت افزار طراحی شده از ماژول بلوتوث برای ارسال داده ها استفاده شد بنابراین در این برنامه اندروید ارتباط با سخت افزار از طریق بلوتوث ایجاد می شود. همچنین برای ذخیره سازی مشخصات کاربران و مقادیر اندازه گیری استفاده شد. این برنامه **SQLite** شده از پایگاه داده کاربردی بعد از دریافت داده ها آنها را پردازش کرده نتیجه را نمایش می دهد. در واقع اپلیکیشن ولتاژ را دریافت کرده پردازش های لازم برای تبدیل ولتاژ به غلظت را انجام می دهد. علاوه بر نمایش نتایج امکان نمایش نمودار تغییرات قندخون ارسال پیامک برای پزشک یا خانواده وجود دارد. شکل ۲ نحوه عملکرد نرم افزار را نشان می دهد.

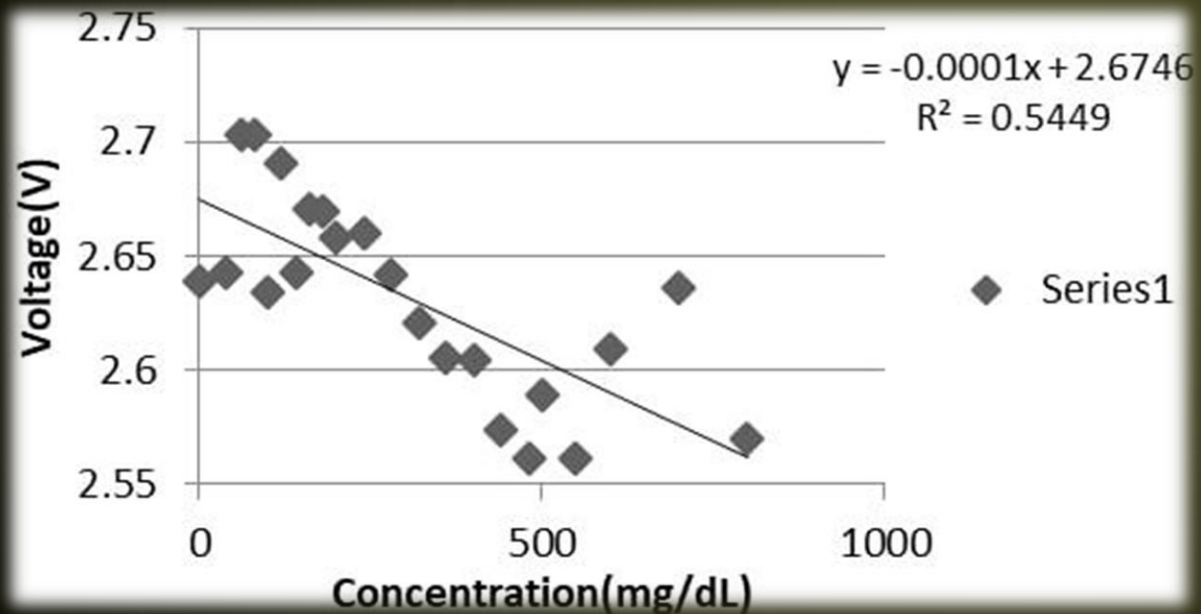
ج) ارزیابی سیستم:

در این پژوهش دو نوع آزمایش برای ارزیابی سیستم انجام شده است. آزمایش روی محلول در محیط آزمایشگاهی و آزمایش روی بدن انسان.

آزمایش روی محلول:

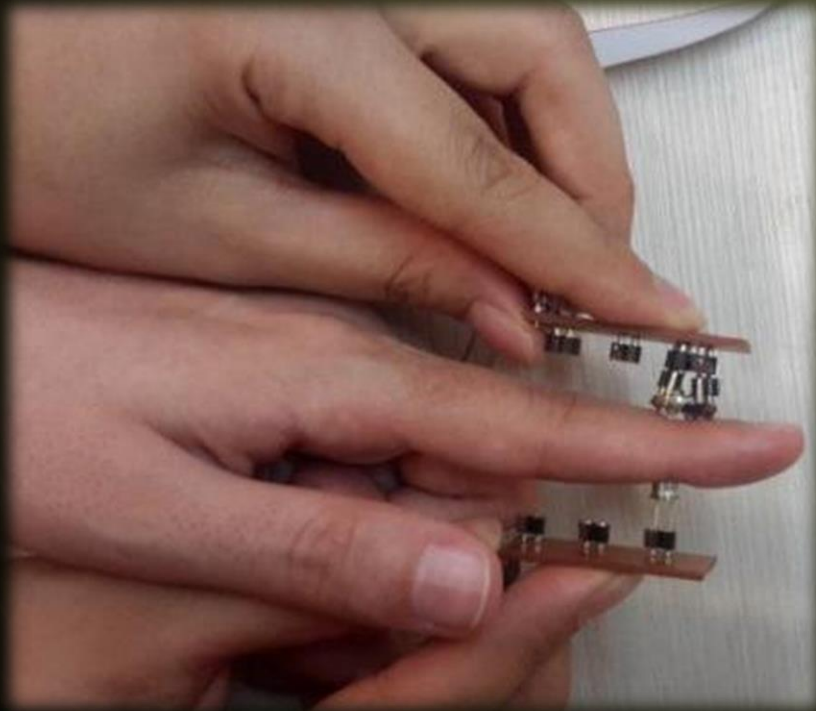
در این مرحله تعداد ۲۲ محلول با غلظت های مختلف گلوکز در محدوده ۰ تا ۸۰۰ گرم بر دسی لیتر از حل کردن گلوکز با پودر دکستروز منوهیدرات در آب مقطر به دست آمد. مقداری از هر محلول به کووت یا سل منتقل شد. آزمایش ها هم در حالت عبور و هم در حالت بازتاب در اتاق ماکلا تاریک انجام شد و همچنین برای تاریکی بیشتر محفظه ای روی ظرف حاوی محلول ها و فرستنده ها و گیرنده قرار گرفت. برای تامین ولتاژ از مدار منبع تغذیه استفاده شد و ولتاژ ۹ ولت به ورودی مدار داده شد. برای هر محلول دوبار آزمایش انجام شد و نتایج ثبت شد. برای بدست آوردن رابطه بین ولتاژ و غلظت محلول نمودار پراکندگی غلظت ها نسبت به ولتاژ دریافتی رسم شد شکل ۳





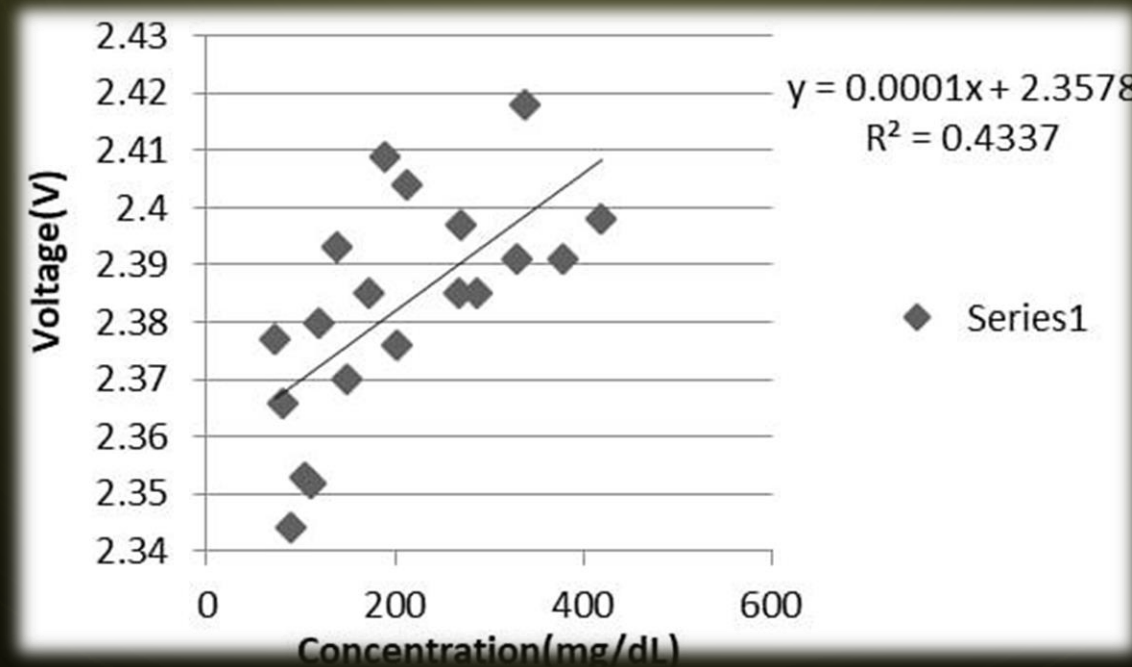
برای بررسی حالت بازتاب فرستنده ها و گیرنده در یک سمت قرار داده شد و آزمایش ها در شرایط قبل تکرار شدند. برای به آوردن رابطه بین ولتاژ و غلظت محلول نمودار پراکندگی غلظت ها نسبت به ولتاژ دریافتی رسم شد و به وسیله رگرسیون خطی رابطه بین غلظت و ولتاژ بدست آمد شکل ۴

زمایش های انجام شده روی بدن:



افراد مورد آزمایش از افراد دارای دیابت و سالم انتخاب شدند و سعی شد از محدوده های مختلف غلظت خون نمونه وجود داشته باشد. قندخون هر فرد با روش تهاجمی اندازه گیری شد. از طرفی ولتاژهای به دست آمده از حسگر درحالت عبور و درحالت بازتاب ثبت شدند. برای آزمایش روی بدن از باتری ۹ ولتی قابل شارژ استفاده شد.

برای به دست آوردن رابطه بین ولتاژ و غلظت گلوکز خون در حالت عبور نمودار پراکندگی غلظت ها نسبت به ولتاژ دریافتی رسم شد و رگرسیون خطی رابطه بین غلظت و ولتاژ به دست آمد. شکل ۶

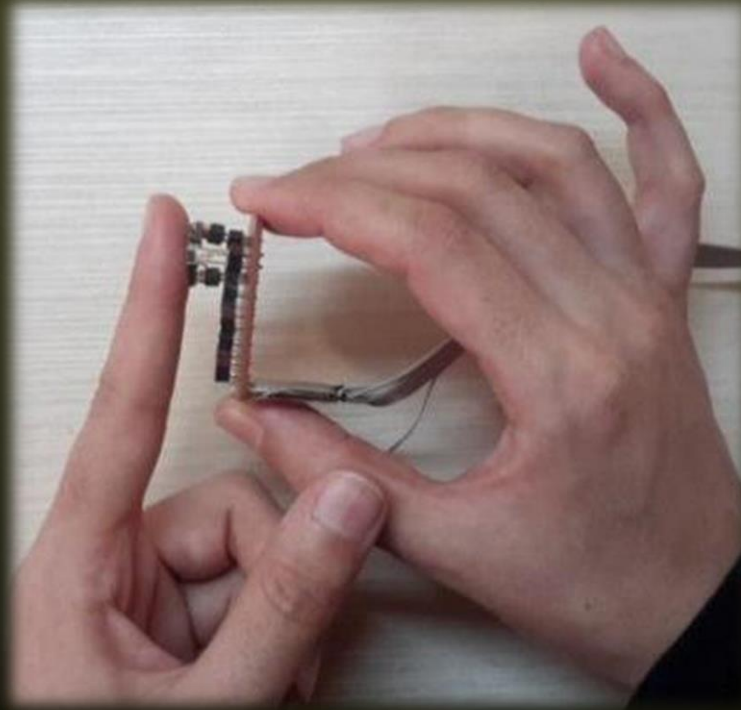


بعد از وارد کردن فرمول به دست آمده از رگرسیون در نرم افزار اندروید غلظت خون ۵ نفر آزمایش داده به دست آمد و با نتایج به دست آمده از گلوکومتر مقایسه شد و درصد خطا به دست آمد جدول ۲

جدول ۱: نتایج آزمایش حسگر روی بدن برای حالت عبور

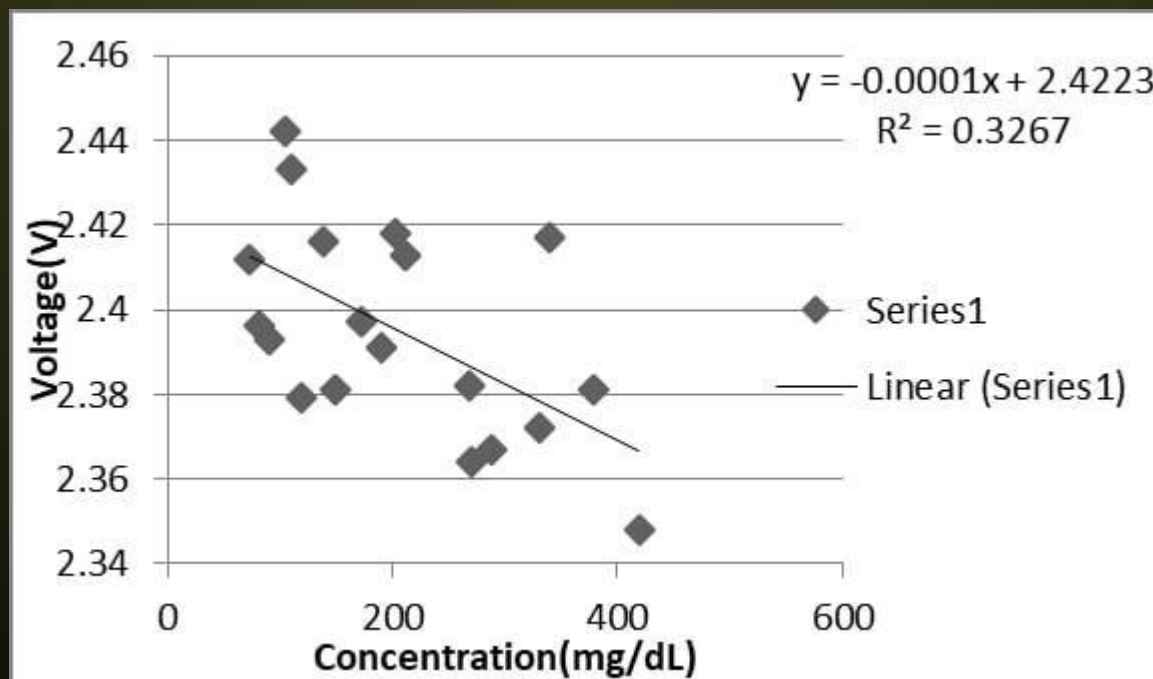
نمونه	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش تهاجمی (mg/dl)	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش غیرتهاجمی در حالت عبور (mg/dl)	درصد خطا حالت عبور
۱	۷۷	۰	۱۰۰
۲	۱۵۲	۱۳۲	۱۳/۱۵۷۸۹
۳	۲۱۰	۱۹۲	۸/۵۷۱۴۲۹
۴	۲۹۰	۳۸۲	۳۱/۷۲۴۱
۵	۴۱۱	۴۸۲	۱۷/۲۷۴۹

برای بررسی حالت بازتاب فرستنده ها و گیرنده در یک طرف انگشت قرار گرفتند. در واقع گیرنده در وسط و فرستنده ها در اطراف آن قرار گرفتند. شکل ۷



کلیه مراحل که در عبور انجام شد در بازتاب نیز تکرار شد

شکل ۸ نمودار پراکندگی و لتاژها نسبت به غلظت را برای ۱۹ نفر نمایش می دهد.



پس از وارد کردن فرمول به دست آمده از رگرسیون در نرم افزار اندروید غلظت خون ۵ نفر داده آزمایش به دست آمد و با نتایج گلوکومتر مقایسه شد و درصد خطا به دست آمد. جدول ۲

جدول ۲: نتایج آزمایش حسگر روی بدن برای حالت بازتاب

نمونه	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش تهاجمی (mg/dl)	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش غیرتهاجمی در حالت عبور (mg/dl)	درصد خطا حالت عبور
۱	۷۷	۱۶۳	۱۱۱/۶۸۸۳۱۱۷
۲	۱۵۲	۲۰۳	۳۳/۵۵۲۶۳۱۵۸
۳	۲۱۰	۲۴۳	۱۵/۷۱۴۲۸۵۷۱
۴	۲۹۰	۲۶۳	۹/۳۱۰۳۴۴۸۲۸
۵	۴۱۱	۳۷۳	۹/۲۴۵۷۴۲۰۹۲

حالت دیگری که در اینجا مورد بررسی قرار گرفت میانگین گیری از نتایج نهایی حالت عبور و بازتاب (نتیجه میانگین که خروجی حسگر است) می باشد. این امر به کم کردن تاثیر داده های نویز کمک میکند. جدول ۳ نتایج حاصل از میانگین گیری بین دو مقدار قندخون به دست آمده از حالت عبور و بازتاب در مقایسه با مقدار اندازه گیری شده توسط روش تهاجمی را نشان میدهد. درصد خطا این روش نیز محاسبه شد.

جدول ۳: نتایج حاصل از میانگین گیری بین مقدار قند خون به دست آمده از حالت عبور و بازتاب در مقایسه با مقدار اندازه گیری شده توسط روش تهاجمی

نمونه	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش تهاجمی (mg/dl)	غلظت قند اندازه گیری شده توسط روش غیر تهاجمی با میانگین گیری حالت عبور و بازتاب (mg/dl)	درصد خطا حالت میانگین
۱	۷۷	۶۷/۵	۱۲/۳۳۷۶۶
۲	۱۵۲	۱۶۷/۵	۱۰/۱۹۷۴
۳	۲۱۰	۲۱۷/۵	۳/۵۷۱۴۳
۴	۲۹۰	۳۲۲/۵	۱۱/۲۰۶۹
۵	۴۱۱	۴۲۷/۵	۴/۰۱۴۶

بحث و نتیجه گیری:

در این پژوهش یک سیستم نظارت سیار بر قندخون طراحی شد. این سیستم شامل یک حسگر اندازه گیری قندخون با استفاده از روش طیف سنجی مادون قرمز نزدیک و یک برنامه کاربردی اندروید است که با حسگر در ارتباط است و امکان مراقبت های پزشکی از راه دور را فراهم میکند. در این حسگر سه طول موج ۹۴۰ ، ۱۵۵۰ و ۱۶۵۰ نانومتر استفاده شد. برای ارزیابی سیستم طراحی شده آزمایش هایی در محیط آزمایشگاهی و روی بدن انجام شد و نتایج امیدوار کننده ای به دست آمد. با افزایش غلظت گلوکوز در حالت عبور ولتاژ خروجی سنسور افزایش و در حالت بازتاب کاهش می یابد. در آزمایش های روی بدن نتایج با نتایج حاصل از دستگاه گلوکومتر مقایسه شد و میانگین درصد خطا در حالت عبور ۳۴,۱۴ و در حالت بازاب ۳۵,۹ به دست آمد. یکی از دلایل این میزان خطا میتواند حساسیت پایین گیرنده باشد. حساسیت پایین گیرنده باعث میشود تغییرات شدت نور به خوبی ثبت نشود. تاثیر پارامتر های فیزیولوژیکی بر این روش مانند دمای بدن ، پارامتر های شیمیایی و ... میتواند از عوامل ایجاد خطا در این روش باشد. خطاهای اندازه گیری افراد مانند لرزش دست بیمار، ضخامت انگشت و... نیز می تواند در به وجود آمدن خطا موثر باشد. با استفاده از میانگین گیری نتایج حاصل از حالت عبور و بازتاب میانگین درصد خطا ۸,۲۷ به دست آمد. این کار باعث می شود تاثیر داده های نویز کاهش یابد

برای به دست آوردن نتایج بهتر در تحقیقات آینده پیشنهاد می شود از فرستنده ها با طول موج بیشتری استفاده شود، زیرا جذب بالاتری توسط گلوکز دارند. همچنین از گیرنده های با دقت بالاتر استفاده شود این موضوع باعث می شود تغییرات شدت نور به صورت بهتر ثبت شود. با تحقیقات بیشتر ورش طیف سنجی مادون قرمز میتواند در آینده جایگزین مناسبی برای روش های تهاجمی اندازه گیری قندخون باشد. از دیگر پیشنهاداتی که برای کارهای آینده داده می شود بررسی تاثیر عرض پالس بر روی نتایج می باشد. این که هر فرستنده برای چه مدت زمانی روشن باشد که بهترین نتایج حاصل گردد دادن وزن به هر فرستنده و استفاده از میانگین وزن دار برای به دست آوردن نتیجه نهایی نیز میتواند به بهبود نتایج کمک کند.

