مجله دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
زمستان ۱۳۹۰
دوره سوم، شماره ۴، صفحات ۱۱۰-۱۰۱

Journal of North Khorasan University of Medical Scien
Winter 2011
Vol 3, Issue 4, Page 101-110

طراحی و ساخت سیستم مراقبت از خونرسانی بافت تحت فشار به روش نوری

محمدامین یونسی هروی[۱*]، هادی اکبری[۲]، محسن یعقوبی[۳]

چکیده

زمینه و هدف: یکی از مشکلات عمده بشر، عوارض ناشی از عدم خونرسانی کافی به بافت و ایجاد زخمهای فشاری در نقاطی از بدن است که در تماس پیوسته و تحت فشار با تکیه‌گاه است. با توجه به اینکه در اکثر موارد کاهش جریان خون در اثر انسداد بعنوان عامل اولیه در شکل‌گیری تخریب بافت تحت فشار و ایجاد زخم بستر معرفی شده است، هدف از این مطالعه، ساخت سیستم مراقبت از بافت تحت فشار مبتنی بر اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در لایه‌های مختلف بافت بود.

مواد و روش کار: در ساخت سیستم از دو فرستنده نوری مادون قرمز که در فواصل ۵ و ۱۰ میلیمتری گیرنده قرار داشتند، استفاده شد تا امکان اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در دو عمق مختلف از بافت تحت فشار فراهم گردد. جمع آوری داده‌ها از ۱۵ نفر (۹ مرد و ۶ زن) با میانگین سنی ۵۴ سال انجام شد. میزان جریان خون بافت در شرایط بی‌باری و همچنین با اعمال فشارهای ۳۰ و ۶۰ میلیمتر جیوه در ناحیه پاشنه پا مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: با ثبت سیگنال در حالت بی‌باری و فشارهای ۳۰ و ۶۰ میلیمتر جیوه، تغییرات معنی‌دار در دامنه سیگنال جریان خون در هنگام اعمال دو فشار ۳۰ و ۶۰ میلیمتر جیوه نسبت به شرایط بدون فشار بوضوح قابل مشاهده بود.

نتیجه گیری: با اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در لایه‌های مختلف بافت توسط سیستم ساخته شده، امکان پیشگیری به موقع از تخریب بافت تحت فشار فراهم خواهد شد.

واژه های کلیدی: بافت تحت فشار، تغییرات جریان خون، زخم بستر، سیگنال نوری

۱- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
۲- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه سجاد مشهد
۳- دانشجوی پرستاری، کمیته تحقیقات دانشجویی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
***نویسنده مسئول:** بجنورد، انتهای خیابان دانشگاه، جنب بیمارستان امام علی (ع)، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
تلفن: ۰۵۸۴-۲۲۹۷۰۹۶ پست الکترونیک: a.younessi7@gmail.com
تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۶/۱تاریخ پذیرش:۱۳۹۰/۱۱/۶

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

مقدمه

یکی از مشکلات عمده بشر، عوارض ناشی از عدم خون‌رسانی به بافت و ایجاد زخم های فشاری در تماس پیوسته و تحت فشار نقاطی از بدن با تکیه‌گاه است. اصولا وقتی بدن یک موجود زنده در مدت زمان طولانی بر روی یک تکیه‌گاه باقی می‌ماند، سلول‌های نواحی تحت فشار در اثر نرسیدن خون به آنها، مواد لازم برای سوخت و ساز را نمی‌توانند بدست آورند و مواد دفعی را از محیط پیرامونشان نمی‌توانند خارج کنند و در نتیجه سریعا از بین می‌روند و زخم‌هایی در نواحی تحت فشار تشکیل می‌گردد که به زخم فشاری[1] معروفند. با شروع تخریب بافت، این تخریب‌ها می‌توانند در سراسر بافت نرم گسترش یابند و نهایتا به ساختار استخوانی برسند. تخریب بافت تحت فشار نتیجه‌ی افزایش فشار بر سطح اپی درم پوست و بافت‌های نرم اطراف نواحی برجسته استخوانی در مدت زمان طولانی است. از شرایط مستعد کننده تخریب بافت تحت فشار می توان به بیماری‌های گردش خون، در معرض دمای بالا قرار گرفتن بافت، رطوبت و همچنین تنش‌های برشی یعنی اصطکاک بین پوست و تکیه‌گاه که می‌توانند رگ‌های خونی را بکشند یا ببندند، اشاره کرد [۲ ،۱]. به عنوان نمونه، بیمارانی که به علت ضایعه عصبی یا ناراحتی جسمی روی تخت و یا صندلی چرخدار در یک حالت ساکن و یا وضعیت محدود قرار می‌گیرند، در نقاط تماس مداوم بدن آنها با این تجهیزات، عوارض اولیه تشکیل زخم‌های فشاری تا تخریب بافت دیده می‌شود. اشخاص آسیب دیده‌ای که در معرض دوره‌های طولانی‌تر عدم تحرک قرار می‌گیرند به طور مثال کهولت، قطع عضو، بیمارانی با شکستگی لگن و آسیب نخاعی در معرض خطر تخریب بافت تحت فشار می‌باشند [۴-۲]. به همین دلیل بررسی این پدیده و جوانب آن برای تأمین سلامت یک ضرورت است و بحث درباره این پدیده و چگونگی ساختار تأثیر پذیری بافت نرم و آسیب شناسی آن از موضوعات مطرح در مقالات و کنفرانس‌های علمی است [۳-۱]. برای پیشگیری از تخریب بافت تحت فشار خارجی ابزارهای تشخیص مختلفی وجود دارد که از آن جمله می‌توان به اندازه‌گیری تغییرات جریان خون با استفاده از مواد نشانگر، اندازه‌گیری‌های بیوشیمیایی، اندازه‌گیری دما و فتوپلتیسموگرافی[2] و میزان خون رسانی اشاره نمود [۱،۵].

در روش اندازه‌گیری تغییرات جریان خون با استفاده از مواد نشانگر، اولا نمی‌توان یک اندازه‌گیری دقیق را فراهم کرد ثانیا این روش نسبت به حرکت بسیار حساس است [۱]. روش اندازه‌گیری‌های بیوشیمیایی نیاز به میزان خاص عملیات تهاجمی دارد و از نظر کلینیکی قابل قبول نمی‌باشد. روش دیگری که برای پیش بینی زود هنگام ضایعات زخم فشاری مطرح شده اندازه‌گیری دما است. در این روش تغییرات دمای پوست به‌عنوان انعکاسی از جریان خون ناحیه فرض شده که می‌تواند میزان ایسکیمی یا پر خونی را نشان دهد [۶]. اولا افزایش دما در یک موضع می‌تواند به دلایل دیگری مثل ضایعات التهابی باشد، نه به دلیل پر خونی بعد از فشار. ثانیا اندازه‌گیری دما نیاز به ثبت و کنترل طولانی مدت به‌وسیله ترموکوپل‌های دقیق دارد، لذا کاربرد این روش نیز به علت محدودیت‌های مذکور کارآیی لازم را نخواهد داشت. اما از آنجایی که ایسکمی به دلیل انسداد رگ‌ها عامل اولیه مشکل فشار وارده بر بافت است و از طرفی با استناد به مقالات متعدد، می‌توان ایسکمی را با اندازه‌گیری تغییرات جریان خون آشکار نمود [۱۰-۷]. بنابراین جریان خون پارامتر مناسبی برای بررسی عملکرد بافت در حین اعمال فشار خارجی به بافت است. فتوپلتیسموگراف[2] یک روش غیرتهاجمی با استفاده از تاباندن نور غیرمرئی مادون قرمز به بافت است و از پرتو نور منعکس شده از بافت تغییرات جریان خون به دست می‌آید [۱۳-۱۱]. سیگنال PPG برای بررسی تغییر شکل فشار خارجی در رگ های خونی، واکنش جریان خون به فشار خارجی بافت، پتانسیل بالقوه التیام زخم‌های فشاری و تعیین ایسکمی و پرخونی واکنشی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۲،۱۴]. هدف ما در این پژوهش، اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در لایه‌های مختلف بافت تحت فشار با روش فتوپلتیسموگرافی است. این هدف با طراحی یک پروب PPG دو کاناله حاصل خواهد شد. در طراحی پروب مربوطه از دو فرستنده نوری مادون قرمز[3] که در فواصل ۵ و ۱۰ میلیمتری گیرنده قرار گرفته بودند استفاده شد تا امکان اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در عمق های مختلف از بافت برای پیشگیری از تخریب بافت

1- Bed Sore or Decubital Ulcers

2 -Photo Plethysmo Graph (PPG)

3- Infra Red LED

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

تحت فشار فراهم گردد. بنابراین با اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در عمق های مختلف با پروپ طراحی شده عملکرد بافت در زمان اعمال فشار خارجی را مورد بررسی قرار خواهیم داد.

روش کار

در طراحی این سیستم از دو سنسور نوری مادون قرمز (دو فرستنده نوری) با طول موج ۹۱۵ و ۹۵۰ نانومتر و یک گیرنده نوری استفاده شد. فرستنده‌های نوری مورد نظر به ترتیب در فواصل ۵ و ۱۰ میلیمتری از گیرنده نوری قرار گرفتند تا این امکان فراهم گردد که جریان خون بافت تحت فشار در لایه‌های مختلف از بافت مورد بررسی قرار گیرد. به منظور پیش حذف اولیه بر روی سیگنال، خروجی گیرنده نوری وارد یک تقویت کننده ابزار دقیق ساخت کشور آلمان و اتحادیه اروپا با نام AD620[1] شد. از آنجایی که سیگنال پی.پی.جی دارای مولفه‌های فرکانسی از صفر تا فرکانس ۳۰ هرتز می‌باشد، برای حذف اغتشاشات فرکانس پایین که ناشی از میزان جذب پوست، استخوان و سایر بافتهای غیر ضربان‌دار است از فیلتر بالا گذر غیرفعال با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و برای حذف نویزهای فرکانس بالا شامل بالاتر از ۳۰ هرتز از یک فیلتر پایین‌گذر غیر فعال و ۲ فیلتر پایین گذر فعال درجه ۲ با فرکانس قطع ۲۰ هرتز استفاده شد. همچنین برای رسیدن به سیگنالی با دامنه‌ی مطلوب یک تقویت کننده‌ی با بهره‌ی متغیر مورد استفاده قرار گرفت. در هنگام ثبت سیگنال مورد نظر ممکن است سیگنال ثبت شده علاوه بر سطح ولتاژ مثبت دارای سطح ولتاژ منفی نیز باشد و از طرفی برای تبدیل داده آنالوگ به دیجیتال و کنترل بهره مدار توسط میکروکنترلر، با سطح ولتاژ منفی قابل پیاده سازی نیست. در نتیجه در طبقه آخر مدار از یک تغییر دهنده سطح[1] برای جا به جا کردن سطح ولتاژ به بازه مورد قبول یعنی تا سطح ولتاژ مثبت ۰ تا ۵ ولت استفاده شد [۱۵]. خروجی مدار آنالوگ طراحی شده وارد یک مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر ATMEGA 32 شد تا سیگنال آنالوگ به صورت دیجیتال وارد کامپیوتر شود [۱۶]. برای نمایش، ذخیره، پردازش و تحلیل نرم‌افزاری سیگنال در کامپیوتر از واسط نرم افزار Microsoft Visual C#.NET استفاده شد. با کمک درگاه سریال داده‌های پی.پی.جی در یک بافر ۵۱۲ بایتی در صف قرار گرفتند. در نحوه ارسال داده‌ها، از کد ۱۳ به عنوان پایان داده‌ها استفاده شد. پس از افزودن بخش سریال به نرم‌افزار، دریافت خط از پورت فعال شد. در هنگامی که داده‌ها به کامپیوتر ارسال می‌شوند، در صف قرار می‌گیرند تا زمانی که کد ۱۳ دریافت شود. در هنگام فعال شدن دریافت داده‌ها از درگاه سریال، نرم افزار زیر برنامه مربوطه را انجام می‌دهد. در این زیر برنامه بافر خوانده شده و بصورت کد ۰ و ۱ در یک آرایه ۷۵۰ بایتی ذخیره می‌شود. علت استفاده از آرایه ۷۵۰ بایتی این است که باید این آرایه به صورت یک سیگنال روی مانیتور نمایش شود که عرض صفحه نمایش آن ۷۵۰ پیکسل است که به ازای هر پیکسل یک عرض متناظر با عدد ذخیره شده نمایش داده می‌شود. برای نمایش نیز هر ۱۰۰ میلی ثانیه صفحه نمایش را بازیابی کرده و سیگنال نمایش داده شد. شکل ۱ بلوگ دیاگرام اجزای اصلی تشکیل دهنده تقویت کننده طراحی شده و شکل ۲ نمایی از نرم افزار طراحی شده را نشان می‌دهد. از آنجایی که پروب طراحی شده دارای ۲ فرستنده نوری است کانال‌های پروب از دو فرستنده و یک گیرنده نوری تشکیل شد. با تغییر فاصله بین فرستنده‌ها و گیرنده نوری می‌توان امکان سنجش تغییرات جریان خون بافت تحت فشار را در لایه‌های مختلف بافت فراهم کرد [۱۱-۹]. نمایی از پروب نیز در شکل ۳ مشاهده می‌شود. پس از ورود داده‌ها به کامپیوتر، به منظور پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال‌های مختلف ثبت شده از نرم‌افزار مطلب[2] استفاده شد.

به ممظور جمع آوری سیگنال های تغییرات جریان خون، یک ثبت ۳ دقیقه‌ای از هر سوژه انجام شد. سوژه‌ها در سنین مختلف به صورت تصادفی انتخاب شدند. به تمامی سوژه‌ها در مورد نحوه ثبت داده‌ها و مراحل ثبت و رعایت اصول اولیه در ثبت اطلاعات کافی داده شد. تمامی آزمایشات در یک اتاق با دمای ۲۲-۲۵ درجه سانتی گراد انجام و مشخصات تمامی سوژه‌ها برای ثبت داده ذخیره گردید. از فرد خواسته شد تا بر روی تخت دراز بکشد و

1- AD620: Low Power & Low Drift Instrumentation Amp ANALOG DEVICES CO

2-MAThematical LABoratory(MATLAB) Software Ver. 7.6

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

کاف فشار که سنسور در آن تعبیه شده بود، به دور پاشنه پای چپ شخص بسته شد. ابتدا کاف و سنسور بر روی ناحیه‌ی از پاشنه پای چپ ثابت شده و تغییرات PPG در دو فاصله مورد نظر با تغییر در نحوه روشن کردن فرستنده‌های نوری در بازه‌های زمانی ۲۰ ثانیه‌ای ثبت گردید. سپس کاف به اندازه ۳۰ میلیمتر جیوه باد شده و برای حذف فاکتورهای اولیه و گذرا مدتی صبر نموده و بعد از این مدت، ۲۰ ثانیه ثبت با روشن شدن فرستنده شماره‌یک انجام گرفت. بعد از ثبت داده در این فاصله، مدتی برای بازگشت جریان خون بافت تحت مطالعه به حالت اولیه صبر نموده، سپس فرستنده دوم روشن و مانند حالت قبل مراحل ثبت تکرار گردید. در مرحله آخر کاف به اندازه ۶۰ میلیمتر جیوه باد شده و در این حالت با تغییر در روشن و خاموش کردن فرستنده‌ها سیگنال ثبت شد. خاموش و روشن شدن فرستنده‌ها توسط برنامه نویسی در میکرو، کنترل شد. درحین ثبت داده محل ثبت برای سوژه‌های مختلف ثابت بوده و تا حد امکان شرایط به گونه ای انتخاب شد تا در صورت تکرار ثبت، داده مربوط به‌یک سوژه در ثبت های متوالی یکسان باشد (فرآیند ثبت تکرار پذیر باشد). از آنجایی‌که مشخصات بافت تحت مطالعه بین افراد مختلف به دلیل اختلاف در شرایط فیزیولوژیکی متفاوت است. بنابراین قبل از اعمال فشار بر بافت یک ثبت از سیگنال PPG در دو عمق مورد نظر برای هر فرد به صورت مجزا صورت گرفت تا در هنگام اعمال فشار سیگنال‌های ثبت شده با این سیگنال که برای هر فرد جداگانه اندازه‌گیری می‌شود، مورد مقایسه قرارگیرد. داده‌های ثبت شده توسط پروب در کامپیوتر با نرخ نمونه برداری ۵۰ هرتز ذخیره و با نرم افزار مطلب مورد پردازش قرارگرفت. ابتدا توسط یک فیلتر بالا گذر با فرکانس قطع ۰/۲ هرتز مقدار DC سیگنال حذف شد و سپس پارامترهای مناسب برای تحلیل از سیگنال ثبت شده استخراج گردید. برای آگاهی از نحوه‌ی تغییرات دامنه مؤثر سیگنال‌های ثبت شده در حین اعمال فشار بر بافت، IAV[1] استخراج شد. این پارامتر توسط رابطه‌ی ۱ بیان شده است [۱۷].

رابطه ۱ : $$IAV = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}|X[N]|$$

در رابطه ۱، $X[N]$ سیگنال مورد نظر و N طول داده‌ی ثبت شده است که در اینجا مقدار N، ۱۰۰۰ نمونه از داده ثبت شده در نظر گرفته شد. توسط این پارامتر می‌توان تغییرات دامنه‌ی مؤثر سیگنال را در حین تغییر مقدار فشار اعمالی بر بافت مشاهده نمود. برای نمایش تغییرات دامنه‌ی مؤثر سیگنال بر حسب درصد ابتدا دامنه‌ی مؤثر سیگنال در شرایط بدون فشار در دو فاصله‌ی مورد نظر به عنوان سطح مرجع در نظر گرفته شد و سپس تغییرات دامنه در دو فشار ۳۰ و ۶۰ میلیمترجیوه نسبت به این سطح مرجع بر حسب درصد بیان شد. با استفاده از نتایج بدست آمده بر حسب درصد بهتر می توان تغییر دامنه‌ی سیگنال را در حین تغییر مقدار فشار مشاهده نمود. همچنین به کمک پارامتر P-value تغییرات معنی‌دار سیگنال در حین اعمال فشارهای مختلف در دو فاصله‌ی مورد نظر مورد ارزیابی قرار گرفت. با این معیار یک تفکیک مناسب از سه دامنه‌ی ثبت شده در دو فاصله‌ی مختلف خواهیم داشت. مقدار این پارامتر توسط آزمون ویلکاکسون با استفاده از نرم افزار مطلب به دست آمد.

یافته ها

۱۵ نفر از هر دو جنس با متوسط سنی ۵۴ سال (بین ۳۴ تا ۶۷ سال) در این پژوهش شرکت داشتند. نمونه‌ها شامل ۹ مرد و ۶ زن بودند. نمونه‌ها دارای میانگین نمایه توده بدنی[2] ۲۶/۹۶±۲/۶۴، میانگین فشارخون سیستولیک[3] ۱۳۴±۸/۹ و میانگین فشارخون دیاستولیک[4] ۹۳±۷/۷ بودند. نتایج حاصل از ثبت داده‌ها با استفاده از پروب ساخته شده نشان داد که با استفاده از سنسور نوری با طول موج ۹۱۵ نانومتر و در فاصله ۵ میلیمتری از گیرنده، امکان اندازه‌گیری تغییرات جریان خون تا عمقی در حدود ۳ میلیمتر فراهم گردید. همچنین با استفاده از فرستنده نوری ۹۵۰ نانومتری و در فاصله ۱۰ میلیمتر از گیرنده نوری، اندازه‌گیری تغییرات جریان خون تا عمقی در حدود ۱۰ میلیمتر امکان پذیر خواهد بود و به این ترتیب با قرار دادن سنسور بر روی بافت تحت فشار تغییرات جریان خون در عمق های مختلف پایش شد. در جدول ۱ تغییرات دامنه مؤثر سیگنال در هنگام تغییر فشار با

1- Integral of Absulate Value

[2] **BMI**
[3] **Diastolic**
[4] **Systolic**

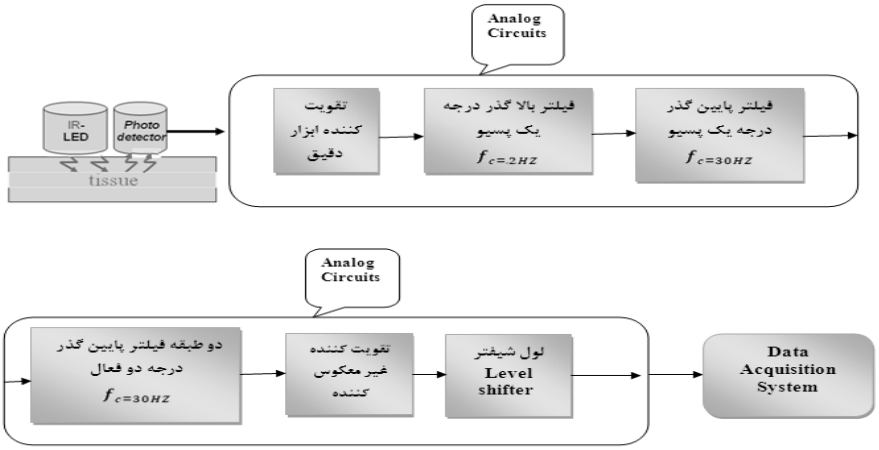
[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

استفاده از IAV نمایش داده شده است. با توجه به نتایج بدست آمده با افزایش مقدار فشار اعمالی بر بافت، دامنه سیگنال PPG (مقدار انحراف معیار داده‌ها) در هر دو عمق مورد مطالعه برای تمامی افراد کاهش یافت. از طرفی دامنه سیگنالPPG ثبت شده در فاصله اول به مراتب بیشتر از دامنه همان سیگنال در فاصله‌ی دوم بود. همچنین اختلاف در مقدار دامنه‌ی مؤثر سیگنال‌های ثبت شده بین افراد کاملا مشهود بود. در جدول ۱ نحوه‌ی تغییرات دامنه داده‌های ثبت شده بر حسب درصد نیز آمده است. با افزایش فشار اعمالی کاهش درصد تغییرات دامنه‌ی داده‌ها نیز مشاهده شد. همچنین اختلاف بیشتر دامنه‌ی سیگنال ثبت شده در زمان اعمال فشار ۶۰ نسبت به فشار ۳۰ میلیمتر جیوه در مقایسه‌ی با دامنه‌ی اولیه مشاهده شد. با توجه به نتایج بدست آمده از محاسبه P-Value، تغییرات معناداری در حین افزایش فشار اعمالی نسبت به حالت بدون فشار مشاهده شد (P- < ۰/۰۵ Value). مقدار پارامتر بدست آمده در حالت اعمال فشار ۶۰ میلیمتر جیوه نیز عددی کوچکتر نسبت به زمان اعمال فشار ۳۰ میلیمتر جیوه به دست آمد. برای داشتن یک تحلیل مناسب از اثر اعمال فشار بر روی دامنه‌ی سیگنال پی پی جی یک ثبت درحین اعمال فشار ۰، ۳۰ و ۶۰ میلیمتر جیوه توسط فرستنده ۹۱۵ نانومتر که در فاصله ۵ میلیمتری از گیرنده قرار دارد، برای یک نمونه در شکل ۴ نمایش داده شده است. با توجه به شکل ۴ به وضوح می‌توان کاهش دامنه‌ی سیگنال PPG ثبت شده را با افزایش مقدار فشار مشاهده نمود. همچنین بعد از اعمال فشار ۶۰ میلیمتر جیوه بر بافت تحت مطالعه و کاهش دامنه سیگنال در حد صفر بعد از مدت زمان کوتاهی با افزایش دامنه‌ی سیگنال مواجه خواهیم شد. این پدیده ناشی از پرخونی واکنشی بافت تحت فشار است. برای اینکه دوباره بافت از لحاظ تغذیه‌ی غذایی به حالت اولیه‌ی قبل از اعمال فشار برگردد جریان خون آن ناحیه از بافت با یک افزایش ناگهانی مواجه خواهد شد. البته مقدار و مدت زمان پرخونی واکنشی به شرایط بافت، مقدار فشار خارجی، دوره‌ی زمانی آن و همچنین به اینکه بافت قبلا تحت فشار بوده‌یا خیر بستگی دارد. شکل ۵ نیز نشان دهنده‌ی تغییرات لحظه‌ای توان سیگنال ثبت شده در زمان اعمال فشار است. این شکل نیز به وضوح کاهش دامنه را با افزایش فشار نمایش می‌دهد.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

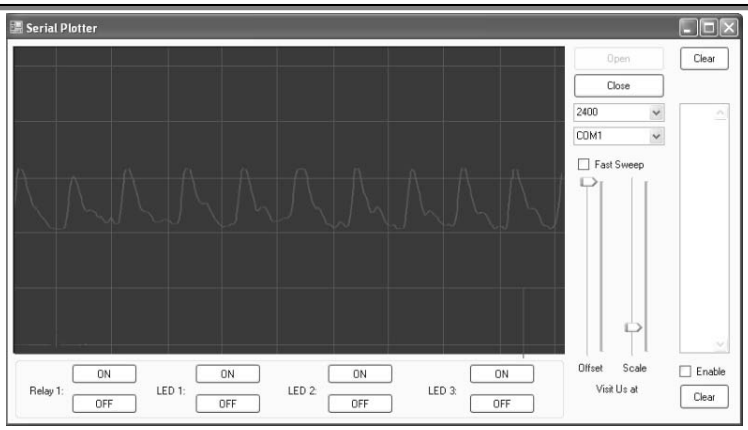
جدول ۱: مقادیر تغییرات IAV بدست آمده برای داده های ثبت شده در دو فاصله‌ی مختلف با تغییر فشار و محاسبه درصد تغییرات نسبت به فشار صفر میلی متر جیوه

شماره سوژه	فاصله فرستنده از گیرنده ۵ میلی متر						فاصله فرستنده از گیرنده ۱۰ میلی متر					
	فشار ۰ میلی متر جیوه		فشار ۳۰ میلی متر جیوه		فشار ۶۰ میلی متر جیوه		فشار ۰ میلی متر جیوه		فشار ۳۰ میلی متر جیوه		فشار ۶۰ میلی متر جیوه	
	دامنه مؤثر	درصد مرجع	دامنه مؤثر	درصد تغییرات نسبت به مرجع	دامنه مؤثر	درصد تغییرات نسبت به مرجع	دامنه مؤثر	درصد مرجع	دامنه مؤثر	درصد تغییرات نسبت به مرجع	دامنه مؤثر	درصد تغییرات نسبت به
۱	۱۴/۷۲	۱۰۰	۱۰/۶۳	۷۲/۲	۴/۸۲	۳۲/۷	۹/۵۶	۱۰۰	۷/۳۶	۷۶/۹	۳/۲۶	**۳۴/۱**
۲	۲۶/۵۲	۱۰۰	۱۸/۲۰	۶۸/۲	۶/۷۹	۲۵/۶	۱۰/۰۵	۱۰۰	۷/۶۹	۷۶/۴	۴/۰۲	**۴۰**
۳	۲۲/۳۶	۱۰۰	۱۵/۴۵	۶۸/۷	۴/۸۷	۲۱/۶	۱۱/۰۲	۱۰۰	۸/۶۳	۷۸/۳	۴/۳۲	**۳۹/۲**
۴	۲۱/۹۱	۱۰۰	۱۹/۸۹	۹۰/۷	۹/۳۰	۴۲/۴	۸/۲۴	۱۰۰	۶/۲۵	۷۵/۸	۳/۲۵	**۳۹/۴**
۵	۱۷/۲۴	۱۰۰	۱۴/۱۶	۸۲/۱	۸/۵۲	۴۹/۴	۱۰/۲۳	۱۰۰	۶/۲۶	۶۱/۱	۴/۶۵	**۴۵/۴**
۶	۲۱/۹۸	۱۰۰	۸/۷۱	۴۰	۵/۶۵	۲۵/۷	۸/۰۶	۱۰۰	۴/۰۹	۵۰/۷	۳/۱۷	**۳۹/۳**
۷	۲۰/۴۹	۱۰۰	۱۳/۵۹	۶۶/۳	۹/۲۶	۴۵/۱	۱۱/۲۷	۱۰۰	۶/۹۵	۵۸/۴	۴/۳۴	**۳۸/۵**
۸	۱۸/۶۸	۱۰۰	۱۱/۴۲	۶۱/۱	۴/۱۸	۲۲/۳	۷/۳۹	۱۰۰	۴/۵۸	۶۱/۹	۲/۱۸	**۲۹/۴**
۹	۱۷/۷۴	۱۰۰	۱۳/۳۲	۷۵	۱۰/۴۳	۵۸/۷	۱۳/۸۳	۱۰۰	۸/۴۹	۶۱/۳	۴/۴۸	**۳۲/۳**
۱۰	۱۴/۳۸	۱۰۰	۱۰/۴۵	۷۲/۶	۶/۶۵	۴۶/۲	۷/۸۳	۱۰۰	۵/۶۹	۷۲/۶	۳/۸۹	**۴۹/۶**
۱۱	۲۰/۳۵	۱۰۰	۱۱/۵۸	۵۷/۵	۹/۸۴	۴۸/۳	۸/۸۷	۱۰۰	۶/۹۳	۷۸/۱	۴/۰۷	**۴۵/۸**
۱۲	۲۱/۴۵	۱۰۰	۱۳/۹۲	۶۴/۸	۹/۶۶	۴۵	۹/۳۴	۱۰۰	۷/۸۶	۸۴/۱	۴/۶۸	**۵۰/۱**
۱۳	۱۹/۱۹	۱۰۰	۹/۶۱	۵۰	۸/۵۸	۴۴/۷	۸/۶۵	۱۰۰	۶/۹۴	۸۰/۲	۳/۹۳	**۳۹/۱**
۱۴	۲۱/۱۴	۱۰۰	۹/۶۱	۴۵/۴	۷/۷۹	۳۶/۸	۱۰/۱۰	۱۰۰	۸/۰۷	۷۹/۹	۵/۸۶	**۵۸**
۱۵	۱۷/۲۶	۱۰۰	۱۰/۴۹	۶۰/۷	۷/۲۱	۴۱/۷	۷/۶۹	۱۰۰	۶/۲۲	۸۰/۸	۴/۳۹	**۵۷**



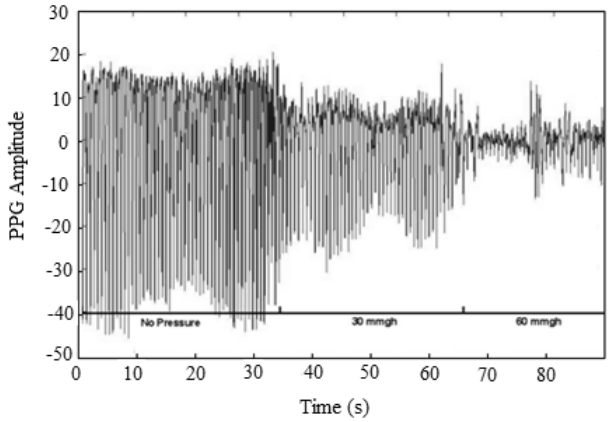
شکل ۱: بلوک دیاگرام اجزای اصلی تشکیل دهنده تقویت کننده

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]



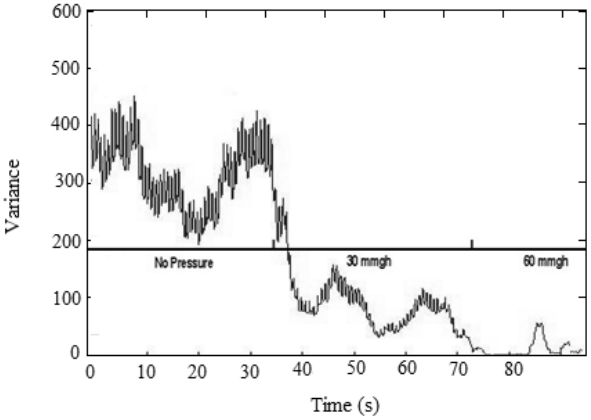
شکل ۲ : نمایی از نرم افزار طراحی شده

شکل ۳: نمایی از پروب ساخته شده



شکل ۴: سیگنال PPG ثبت شده در زمان اعمال سه فشار مختلف ۰ و ۳۰ و ۶۰ میلیمتر جیوه

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]



شکل ۵- نمودار تغییرات لحظه ای توان (واریانس) سیگنال ثبت شده در زمان اعمال سه فشار متفاوت

بحث

در این مطالعه با طراحی یک سیستم غیر تهاجمی نوری، اندازه‌گیری تغییرات جریان خون در لایه‌های مختلف بافت انجام شد. با استفاده از سیستم طراحی شده امکان بررسی تغییرات جریان خون بافت در لایه‌های مختلف بافت تحت فشار توسط طول موج مادون قرمز، تا عمق حداکثر ۱۰ میلیمتر با تغییر فاصله‌ی بین فرستنده و گیرنده نوری فراهم شده است. با توجه به نتایج به وضوح می‌توان کاهش دامنه‌ی سیگنال را در زمان افزایش فشار وارده بر بافت در لایه های مختلف تحت مطالعه مشاهده نمود و به این ترتیب می‌توان یک تشخیص به موقع برای پیشگیری از تخریب بافت تحت فشار فراهم کرد.

از آشکارسازی تغییرات جریان خون در عمق‌های مختلف بافت برای کاربردهای متفاوتی استفاده می‌شود که از آن جمله می‌توان اندازه‌گیری درصد اشباع اکسیژن خون جنین [۱۸]، محاسبه تغییرات ضربان قلب جنین [۱۹] و از کارهای مشابه با این مطالعه پایش جریان خون در بافت تحت فشار با استفاده از جریان سنج داپلر را نام برد [۲۱ و۱۱ و۱۰ و۹]. در مطالعه هاگبلد[1] و همکاران با استفاده از جریان سنج داپلر تغییرات جریان خون در هنگام اعمال فشار بر بافت با استفاده از وزنه‌های ۴ تا ۱۰ کیلوگرمی روی عضله تراپزیوس بررسی شده است و بر اساس فشار اعمالی وزنه ها به بافت تغییرات جریان خون مورد بررسی قرار گرفته است [۱۱]. همچنین در مطالع برگ استرند[2] و همکاران با اعمال فشار های ۳۵ تا ۵۰ میلی متر جیوه که معادل مقدار فشار اعمال شده در هنگام خوابیدن بر تخت بوده با استفاده از اندازه‌گیری جریان خون از طریق جریان سنج داپلر تنها برای افراد مسن عملکرد بافت تحت فشار مورد ارزیابی قرار گرفته است [۲۱]. در مطالعات انجام شده در این زمینه با تغییر رنگ سنسورهای نوری یعنی با استفاده از طول موج های سبز، قرمز و مادون قرمز تغییرات جریان خون در عمق‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است [۲۱، ۱۱]. مطالعه حاضر تغییرات جریان خون را در عمق‌های مختلف بافت با استفاده از یک طول موج و با تغییر در فاصله گیرنده و فرستنده اندازه‌گیری کرده است. همچنین مجموعه داده تحقیق اگرچه از نظر تعداد در حد مطالعات دیگر است اما از نظر نمونه‌ها نسبت به کارهای مشابه متنوع تر است. البته در مطالعات انجام شده برای پایش تغییرات جریان خون توجه به این نکته حائز اهمیت است که سطح مورد نیاز فشار برای کاهش دامنه جریان خون ناحیه‌ی تحت بررسی و یا تغییر شکل دادن جریان خون آن ناحیه کاملا فردی است و به شرایط عمومی و شرایطی که در آن ناحیه‌ای از بافت تحت فشار قرار می‌گیرد بستگی دارد [۲۱، ۲۰]. بنابراین تغییرات جریان خون برای افراد متفاوت در زمان اعمال فشار یکسان بر بافت دارای یک الگوی هماهنگ، مشخص و از قبل تعیین شده‌ای نیست. که این مسئله طراحی یک سیستم غیرتهاجمی مانیتورینگ تغییرات جریان خون بافت تحت فشار را مشکل ساخته است. در مطالعه حاضر برای رفع این مشکل برای هر سوژه به طور مجزا دامنه‌ی سیگنال PPG قبل از اعمال فشار و بعد از اعمال فشارهای مختلف ثبت شده و تغییرات دامنه‌ی سیگنال در هنگام

1- Hagblad
2 - Bergstrand

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

فشار برای هر فرد با سطح اولیه‌ی دامنه سیگنال PPG مربوط به آن فرد سنجیده شده و درصد تغییرات محاسبه شده است. تا به این ترتیب بتوان الگویی از تغییرات جریان خون برای هر فرد داشت و مانع از تخریب بافت تحت فشار شد. بعد از زمان اعمال فشار اولیه بر بافت برای اینکه بافت بتواند به حالت ابتدایی خون رسانی قبل از اعمال فشار برگردد با پدیده‌ای به نام افزایش جریان خون واکنش پذیر روبرو خواهد شد، زیرا با افزایش جریان خون واکنش پذیر، جریان خون تضعیف شده بافت در زمان اعمال فشار خارجی جبران شده و سلول‌های منطقه‌ی تحت فشار به حالت اولیه خون رسانی خود برخواهند گشت. تغییر ناگهانی دیده شده در دامنه سیگنال PPG ثبت شده در زمان اعمال فشار ۶۰ میلیمتر جیوه، بعد از قطع جریان خون بافت ناشی از افزایش جریان خون واکنش پذیر است. بنابراین توجه به این نکته و آشکارسازی آن سهم بسزایی در پیش بینی ایجاد عوارض اولیه در زخم های فشاری را خواهد داشت. در این پژوهش برای مطالعه تغییرات جریان خون بافت تحت فشار در عمق بیشتر از ۱۰ میلیمتر، یک فرستنده نوری به فرستنده های قبلی در فاصله‌ی ۱۵ میلیمتری اضافه شد. ولی با توجه به عدم حساسیت کافی سنسور موجود پاسخ قابل قبول بدست نیامد. بنابراین به دلیل عدم امکان ثبت سیگنال با دامنه‌ی مناسب حتی در شرایط بدون فشار ثبت و تحلیل سیگنال در این فاصله میسر نشد. البته با تمام مسائل مطرح شده پارامترهای دیگری نیز با تاثیر کمتر بر روی تخریب بافت تحت فشار اثر گذارند که می‌توانند در تخمین زمان تخریب بافت بسیار مؤثر باشند. از جمله این پارامترها می‌توان به دمای بافت تحت مطالعه، اثر رطوبت، مکان قرارگیری بافت تحت مطالعه، استرس و بسیاری از موارد مشابه دیگر اشاره نمود [۱، ۵، ۶، ۸]. در این پژوهش سعی شد تاثیرات رطوبت با ثابت نگه داشتن دما و رطوبت محیط و محل قرار گیری بافت از بین رود اما توجه به فاکتورهای دیگر نیز باید لحاظ گردد. ناحیه‌ی مورد مطالعه در این پژوهش پاشنه پا است در صورتیکه میزان تنش در نقاط پرخطر دیگر برای ایجاد زخم بستر نیز باید مورد بررسی قرار گیرد. همچنین فاصله گیرنده‌ها از فرستنده‌ها و همچنین طول موج آن‌ها برای آشکارسازی تغییرات جریان خون در ناحیه پاشنه طراحی شده که در صورت پایش تغییرات جریان خون در نقاط پرخطر دیگر با تغییر طول موج فرستنده‌یا تغییر فاصله گیرنده از فرستنده پایش در عمق‌های مختلف بافت تحت فشار امکان پذیر خواهد بود. مسئله‌ی دیگری که در هنگام ثبت داده باید به آن توجه نمود نحوه‌ی اعمال فشار بر بافت تحت مطالعه می‌باشد. در تخریب بافت تحت فشار دو عامل تنش افقی و تنش عمودی به صورت همزمان تاثیر گذار خواهند بود که ما در هنگام اعمال فشار بر بافت از عامل تنش افقی صرف نظر کرده‌ایم. بررسی تاثیر عوامل فوق در مطالعات بعدی پیشنهاد می‌شود.

نتیجه گیری

در این مطالعه با استفاده از ساخت سنسور نوری و ثبت سیگنال PPG و با اعمال فشارهای گوناگون رفتار بافت تحت فشار بر اساس تغییرات جریان خون مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که سنسور ساخته شده تغییرات جریان خون را در عمق‌های کمتر از ۱۰ میلیمتر جیوه به خوبی پایش می‌کند. همچنین با ارزیابی دامنه مؤثر سیگنال PPG تغییرات معنی‌داری را در فشارهای متفاوت نشان می‌دهد. بنابراین تغییرات دامنه PPG پارامتر مناسبی در ارزیابی تغییرات جریان خون بوده و با اندازه‌گیری آن در لایه‌های مختلف بافت توسط سیستم ساخته شده، امکان پیشگیری به موقع از تخریب بافت تحت فشار تا عمق ۱۰ میلیمتر فراهم خواهد شد.

تشکر و قدردانی

از جناب آقای مهندس دهقان و مهندس ایزدی که با فراهم کردن ابزارها و قطعات لازم ما را در ساخت سنسور یاری نمودند و همچنین مکان مناسب برای ثبت داده‌ها برای افراد مختلف را مهیا کردند کمال تشکر را داریم.

References

1. Webster JG, Prevention of Pressure Sores, Bristol Philadelphia & New York, 1991.
2. Torrance C, Maylor M, Pressure sore survey, part one,Wound Care 1999; 8(1):27–30.
3. Lindgren M, Unosson M, Fredrikson M, Immobility a major risk factor for development of pressure ulcers among adult hospitalized patients: a prospective study, Caring Sci 2004; 18(1): 57-64.
4. Severens JL, Habraken JM, Duivenvoorden S, Frederiks C, The cost of illness of pressure ulcers in the Netherlands Adv, Skin Wound Care 2002; 15(2):72–77.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]

5. Kosiak M, Etiology and pathology of ischemic ulcers, Arch Phys Med Rehabil 1959;40(2) 62-69.
6. Kemuriyama T, Nitsuma J, yano H, An Analysis of Skin Temperature Changes under Pressure Loading and Relief by Animal Experiments, IEEE1998; 5: 2729 - 2730
7. Jonsson.A, Pressure Sore Etiology – Highlighted with Optical Measurements of the Blood Flow, University Press Licentiate Theses, 2009.
8. Stewart FC, Palmieri V, Cochran VB,Wheelchair cushion effect on skin temperature, heat flux, and relative humidity, Phys Med Rehabil 1980; 61:229–233.
9. Nilsson G, Akeberg P, Evaluation of a laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow, IEEE Trans. Biomed. Eng 1980; 27(10):597–604.
10. Salerud G, Nilsson G, Intergrating probe for tissue laser Doppler flowmeters, Med. Biol. Eng. Comput 1986; 24:415–419,.
11. Hagblad.J, Lindberg L, Kaisdotter.A, Bergstrand.S, Lindgren M, A technique based on laser Doppler flowmetry and photoplethysmography for simultaneously monitoring blood flow at different tissue depths, Med Biol Eng Comput 2010; 48:415–422
12. Zweifler AJ, Cushing G, Conway J, The relationship between pulse volume and blood flow in the finger, Angiology, 18(19):591–598, 1967.
13. Sandberg M, Zhang M, Styf J, Gerdle B,Lindberg LG, Non-invasive monitoring of muscle blood perfusion by photopletysmography : evaluation of a new application, Acta Physiol 2005; 183:335–343.
14. Zhang Q, Lindberg LG, Kadefors R, Styf J, A non-invasive measure of changes in blood flow in the human anterior tibial muscle, Appl Physiol 2001; (84):448–452.
15.Zikic D, An improved reflective photoplethysmograph probe design for detection of an arterial blood flow, Med Eng Technol 2008; 32(1):23-29.
16.John.E, Microcomputers and microprocessors the 8085,8086, AVR programming 1989.
17.Onaral B, The Biomedical Engineering Handbook second edition,section IV, BIO Signal Analysis, 2002.
18.Zourabian A, Siegel A, Chance B, Ramanujan N, Rode M, Boas DA, Trans-abdominal monitoring of fetal arterial blood oxygenation using pulse oximetry, Biomed Opt 2000; 5(4):391–405.
19.Gan KB, Zahedi E, Mohd MA, Transabdominal fetalheart rate detection using NIR photopleythysmography: instrumentation and clinical results, IEEE Trans Biomed Eng 2002; 56(8): 2075–2082.
20. Ek AC, Gustavsson G, Lewis DH, Skin blood flow in relation to external pressure and temperature in the supine position on a standard hospital mattress, Rehab Med 1987;19: 121–126
21. Bergstrand S, Lindberg LG, Ek A, Linde´n M, Lindgren M, Blood flow measurements at different depths using laser Doppler techniques. Skin ResTechnol 2009; 15:139–147.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-10-07]