

ساخت یک سنسور تماسی برای تشخیص مورفولوژی سطح پوست و کاربرد آن در سیستم‌های پزشکی از راه دور

روزبه خدام باشیⁱ؛ سیامک نجاریانⁱⁱ؛ علی ابوئی مهریزیⁱⁱⁱ؛ اسدالله عبدی دهکردی^{iv}

چکیده

در این مقاله ساخت یک سنسور تماسی برای مطالعه ضایعات پوستی ارائه می‌شود. این سنسور شامل یک بدنه استوانه‌ای شکل از جنس برنج است. سه سیم پیچ روی این استوانه پیچیده شده‌اند که یکی از آنها اولیه و دو تای دیگر ثانویه هستند. سیم پیچ اولیه به وسیله یک ولتاژ متناوب تحریک می‌شود. یک هسته آهنی از سوراخ محوری ایجاد شده در استوانه عبور می‌کند. ناهمواری‌های سطح باعث جابجا شدن هسته می‌شوند و ولتاژ القا شده در سیم پیچ‌های ثانویه تغییر می‌کند. با اندازه‌گیری این تغییرات می‌توان به پروفیل سطح مورد نظر پی برد. آزمایش‌های صورت گرفته روی مدل‌های ساخته شده از دو ضایعه پوستی آنتودرما و ندول؛ که از نظر ظاهری شبیه هم هستند، نشان می‌دهد که سنسور مورد نظر قادر است بین این دو ضایعه تمایز قائل شود. بنابراین، از این سنسور می‌توان به عنوان وسیله‌ای برای کمک به تشخیص بیماری‌های پوستی در سیستم‌های تله‌درماتولوژی استفاده کرد.

کلمات کلیدی

سنسور تماسی، مورفولوژی سطح، تله‌درماتولوژی، ضایعات پوستی.

Construction of a Tactile Sensor for Detection of Skin Surface Morphology and its Application in Telemedicine Systems

R. Khodambashi; S. Najarian; A. A. Mehrizi; A. A. Dehkordi

ABSTRACT

In this paper, we have proposed a new type of tactile sensor that is capable of determining the surface morphology of skin lesions. The sensor consists of a brass cylinder with an axial bore. Three peripheral bobbins were machined in the cylinder around which three coils have been wound. An iron core can easily move inside the bore. One of the coils act as primary and the other two are secondary coils. Change in the position of the core due to surface peaks and valleys causes the induced voltage in the secondary coils to vary. This change in the voltage is a measure of core position and reveals the morphological features of the surface (surface profile). Experiments show that the proposed sensor is capable of discriminating between the models of two different types of skin lesions, namely, anetoderma and nodule, which resemble each other in visual inspection but behave differently when being touched. Thus, this sensor could be used as an assist device for diagnosis purposes in teledermatology systems.

KEYWORDS

Tactile sensor, surface morphology, teledermatology, skin lesions.

ⁱ دانشجوی کارشناسی ارشد؛ دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر (نویسنده عهده دار مکاتبات): rkhodambashi@gmail.com

ⁱⁱ استاد دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: najarian@aut.ac.ir

ⁱⁱⁱ دانشجوی دکتری؛ دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: abouei.ali@gmail.com

^{iv} دانشجوی کارشناسی ارشد؛ دانشکده مهندسی مکانیک؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: abdi_dehkordi@aut.ac.ir

عکس از برخی از نواحی بدن بیان شده است. با وجود اهمیت حس لامسه در درماتولوژی، سیستم‌های تله‌درماتولوژی موجود تنها براساس تصاویر و یا فیلم گرفته شده از بیمار عمل می‌کنند [۸]- [۱۱].

تحقیقات زیادی در زمینه ایجاد حس لامسه به صورت مصنوعی انجام گرفته است که برخی روی اندازه گیری خواص فیزیکی مواد [۱۲]- [۱۴] و برخی دیگر روی بالابردن قدرت تشخیصی و درمانی تجهیزات پزشکی؛ مانند ابزار آندوسکوپی متمرکز شده‌اند [۱۵]، [۱۶].

تحقیقاتی که در زمینه خواص سطحی پوست انجام شده‌اند، اندازه‌گیری ضریب اصطکاک پوست [۱۷]، [۱۸] و توپومتري پوست [۱۹] (برای مطالعه تغییرات ایجاد شده در پوست در اثر خشکی، افزایش سن و بیماری) را شامل می‌شوند. این روش‌ها علی‌رغم داشتن ویژگی‌های مطلوب به سادگی قابل استفاده در کلینیک نیستند. همچنین اندازه و شکل دستگاه‌های مورد استفاده به گونه‌ای است که تنها اندام‌هایی مثل دست قابل آزمایش می‌باشند. ساخت یک «انگشت لامسه‌ای»، برای مطالعه شرایط پوست و طبقه‌بندی آن بر اساس نرمی و زبری در [۲۰] گزارش شده است. این انگشت که به صورت یک سنسور قابل نصب در نوک انگشتان دست طراحی شده است، براحتی روی پوست حرکت داده می‌شود و اطلاعات لازم را جمع‌آوری می‌کند. یکی از معایب این سنسور این است که اطلاعات دقیقی راجع به ارتفاع ناهمواری‌های پوست به دست نمی‌دهد و تنها قادر است پوست‌های مختلف را به صورت کیفی مقایسه کند.

در این مقاله، ساخت یک سنسور تماسی بررسی خواهد شد که با جاروب کردن سطح پوست، اطلاعات مربوط به ناهمواری‌های سطح (مورفولوژی سطح) آن را به طور کمی به دست می‌دهد. اندازه این سنسور و نحوه کاربرد آن به گونه‌ای است که براحتی در تمامی نقاط بدن قابل استفاده است. این سنسور قابلیت استفاده در سیستم‌های تله‌درماتولوژی را داراست.

۲- مورفولوژی سطح پوست

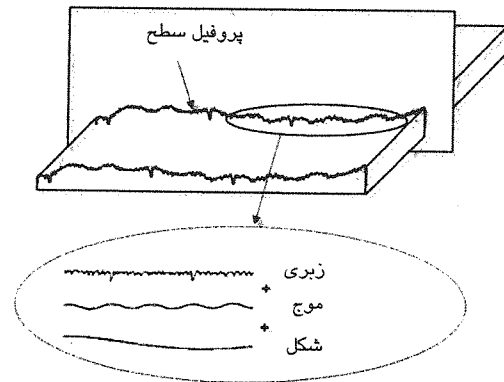
به شکل و چگونگی توزیع ناهمواری‌ها روی یک سطح، مورفولوژی آن سطح گفته می‌شود. شکل (۱) منحنی حاصل از تلاقی یک سطح با صفحه فرضی عمود بر آن را نشان می‌دهد که به آن پروفیل سطح (Surface Profile) گفته می‌شود. پروفیل سطح از اجزای مختلفی تشکیل شده است که عبارتند از زبری (Roughness)، اعوجاج (Waviness) و بافت (Texture). زبری در بر گیرنده ریزترین ناهمواری‌های سطح می‌شود. موج به

پزشکی از راه دور (Telemedicine)، استفاده از تکنولوژی اطلاعات و ارتباطات برای ارائه خدمات بهداشتی به افرادی است که در فاصله ای دور از مراکز ارائه دهنده این خدمات زندگی می‌کنند [۱]. پیشرفت‌های حاصل در زمینه تکنولوژی اطلاعات، کاهش هزینه تجهیزات و افزایش سرعت انتقال اطلاعات در دو دهه اخیر سبب شده است تا پزشکی از راه دور به عنوان یک ابزار برای ارائه خدمات بهداشتی، بیش از پیش مورد توجه قرار گیرد [۲].

برخی از شاخه‌های مهم پزشکی از راه دور عبارتند از: تله رادیولوژی (Teleradiology)، تله‌پاتولوژی (Telepathology)، جراحی از راه دور (Telesurgery) و تله‌درماتولوژی (Teledermatology) [۳]. تله‌درماتولوژی یکی از جنبه‌های جذاب پزشکی از راه دور است که به دلیل ماهیت تصویری آن، مطالعات بیشتری روی آن انجام گرفته است [۴]. در حال حاضر، تله‌درماتولوژی به سه صورت انجام می‌شود که عبارتند از: روش ذخیره و ارسال تصاویر (Store and Forward)، روش ویدئو کنفرانس (Videoconference) و ترکیب دو روش قبل. در روش اول، عکس‌هایی با کیفیت بالا از ضایعات پوستی گرفته شده و برای پزشک ارسال می‌شود؛ سپس پزشک تشخیص خود را در مورد بیماری به مرجع مربوطه ارسال می‌کند. در روش دوم، پزشک از طریق ویدئو کنفرانس و به صورت زنده (Realtime) بیمار را معاینه می‌کند. به غیر از محدودیت‌های قانونی [۵] و مسائل مربوط به مقبولیت سیستم‌های تله‌درماتولوژی [۶]، این سیستم‌ها از نظر فنی نیز محدودیت‌هایی دارند. یکی از این محدودیت‌ها عدم توانایی پزشک در لمس کردن ضایعات پوست به دلیل فاصله موجود بین پزشک و بیمار است. مورفولوژی سطح پوست (Skin Surface Morphology) که دربرگیرنده خواص سطحی آن مانند صافی، نرمی، زبری و شکل ناهمواری‌های موجود روی آن است، در تشخیص بیماری از اهمیت زیادی برخوردار است.

بسیاری از این خواص را نمی‌توان تنها با مشاهده درک کرد. در مطالعه تحقیقاتی [۷]، ۱۶ بیمار تنها به کمک لمس کردن معاینه شدند که در ۱۴ مورد تشخیص صحیح داده شد و نتیجه گرفته شد که علاوه بر بینایی، حواسی مانند حس لامسه و در برخی موارد بویایی نیز نقش مهمی در درماتولوژی ایفا می‌کنند. طراحی و پیاده سازی یک سیستم تله‌درماتولوژی کالیبره شده در [۸] ارزیابی شده است. در این تحقیق، مهم‌ترین مشکل؛ که پزشکان در بکارگیری این سیستم مطرح کرده‌اند، عدم توانایی لمس کردن پوست و همچنین مانع برخی بیماران از گرفتن

ناهمواری‌هایی با فاصله بیشتر گفته می‌شود. بافت سطح در واقع ترکیب زبری و موج است. بدین ترتیب، پروفیل واقعی سطح را می‌توان به صورت حاصل جمع توابع مختلفی در نظر گرفت که هر کدام طول موج خاصی دارند. شکل (۱۱) بیانگر یک نمونه پروفیل سطح به همراه اجزای تشکیل دهنده آن است.



شکل (۱): پروفیل سطح و اجزای تشکیل دهنده آن

می‌کند. زائده دیگر ندول است که به دلیل وجود بافت متراکم، استحکام مکانیکی آن نسبت به بافت اطراف بیشتر است. خواص مکانیکی آنتودرما در [۲۱] بررسی شده است. ویژگی این زائده این است که در ظاهر برجسته به نظر می‌رسد؛ اما برخلاف ندول (Nodule)، در صورت فشرده شدن، سطح آن فرو می‌رود. این رفتار در شکل (۲-ب) نشان داده شده است؛ بنابراین وجه تمایز این دو زائده، تغییراتی است که در هنگام اعمال نیرو در پروفیل سطح آنها ایجاد می‌شود.

۳- عملکرد سنسور تماسی

در این قسمت، ابتدا اصول کارکرد سنسور تماسی به طور خلاصه بیان و ساختار آن بررسی می‌شود؛ سپس تجهیزات مورد استفاده برای دریافت و پردازش داده‌های آن معرفی می‌شوند.

۳-۱- ساختار سنسور تماسی

اصول کار سنسور تماسی مورد نظر بر اساس قانون القای فارادی استوار است. بر اساس این قانون، در صورتی که یک سیم پیچ در میدان مغناطیسی متغیر ایجاد شده به وسیله سیم پیچ دیگری قرار گیرد، ولتاژی در آن القا می‌شود که با تعداد دور آن سیم پیچ و نرخ تغییر شار مغناطیسی گذرنده از آن متناسب است:

$$\mathcal{E} = -N \frac{\partial \phi}{\partial t} \quad (1)$$

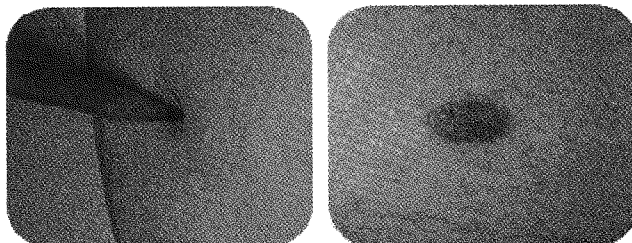
در رابطه فوق، N ، تعداد دور سیم پیچ، $\frac{\partial \phi}{\partial t}$ نرخ تغییر شار مغناطیسی و \mathcal{E} نیرو محرکه مغناطیسی القایی است. میزان شاری که از سیم پیچ اولیه به ثانویه می‌رسد به جنس هسته قرار گرفته بین سیم پیچ‌ها بستگی دارد.

همان طور که در شکل (۳۳) نشان داده شده است، سنسور تماسی از سه سیم پیچ تشکیل شده است که یکی از آنها اولیه و دو تای دیگر ثانویه هستند (سیم پیچ ثانویه A و سیم پیچ ثانویه B). سیم پیچ اولیه به وسیله یک ولتاژ متناوب تحریک می‌شود و یک میدان مغناطیسی با شدت متغیر ایجاد می‌کند. این میدان متغیر باعث می‌شود تا در سیم پیچ‌های ثانویه ولتاژی

با نگاه کردن به یک جسم، شکل و موج آن معمولاً قابل تشخیص هستند؛ اما برای پی بردن به زبری و بافت سطح به لمس کردن آن وجود نیاز است. لمس کردن باعث اعمال یک نیرو از طرف انگشتان دست به جسم می‌شود. در مورد بافت نرم، این نیرو هرچند کوچک باعث تغییر شکل سطح می‌شود و در نتیجه، پروفیل سطح مشاهده شده با پروفیل سطح حس شده تفاوت خواهد داشت. هر قدر بافت نرم تر باشد این تفاوت بیشتر است؛ زیرا در اثر نیروی اعمال شده تغییر شکل بیشتری پیدا می‌کند.

پوست به طور طبیعی ناهمواری‌هایی دارد که در هر نقطه از بدن متمایز از سایر نقاط است. بسیاری از بیماری‌های پوست باعث تغییر شکل این ناهمواری‌ها می‌شوند به طوری که پروفیل سطح به دست آمده در حالت بیماری با پروفیل سطح پوست سالم تفاوت دارد.

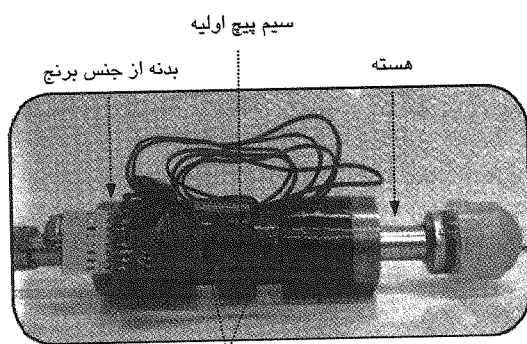
شکل (۲-الف) نشان دهنده یک نمونه زائده پوستی به نام آنتودرما (Anetoderma) است. این زائده هنگامی به وجود می‌آید که بافت سطح پوست در برخی مناطق از بین رفته و بافت زیرین در این مناطق به سمت بیرون پوست حرکت می‌کند و ایجاد یک برجستگی می‌کند. به دلیل از بین رفتن فیبرهای کلاژن در این نواحی، استحکام مکانیکی پوست کاهش پیدا



شکل (۲): (الف) زائده آنتودرما در حالت عادی و (ب) هنگام فشرده شدن

ساخته شده است. برای کاهش اصطکاک بین هسته و بدنه از بیرینگ‌های (Bearing) خطی موسوم به LBE در دو طرف سوراخ میانی استفاده شده است.

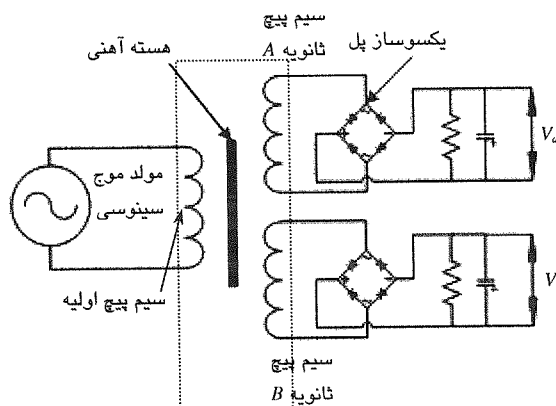
القا شود که با ولتاژ اولیه همفاز است و دامنه آن مطابق (۱) تعیین می‌شود. این ولتاژها در شکل (۳۳) با V_a و V_b نشان داده شده‌اند. به دلیل برابر بودن تعداد دور سیم پیچ‌های ثانویه، ولتاژ القا شده در آنها تنها تابع جنس هسته است. در صورتی که هسته در مرکز (جایی که طول هسته قرار گرفته در هر دو سیم یکسان است) قرار داشته باشد، ولتاژ القا شده در سیم پیچ‌های ثانویه برابر خواهند بود. در صورتی که هسته به سمت بالا حرکت کند، V_a از V_b بیشتر می‌شود؛ بنابراین اختلاف این ولتاژها ($V_a - V_b$) مثبت است و بالعکس، اگر هسته به سمت پایین حرکت کند V_b از V_a بیشتر می‌شود. بنابراین اختلاف این ولتاژها منفی است. بدین ترتیب، اندازه اختلاف پتانسیل دو سیم پیچ ثانویه، میزان جابجایی هسته و علامت آن، جهت حرکت هسته را مشخص می‌کند.



شکل (۴): اجزای مختلف سنسور تماسی

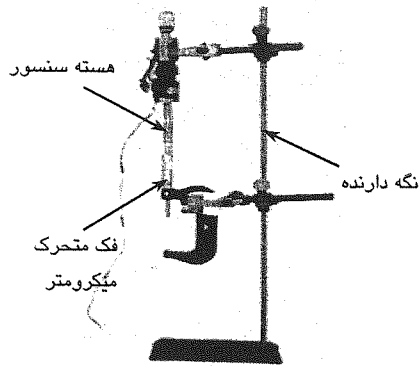
۲-۳- دریافت و پردازش داده‌ها

به دلیل کوچک بودن ولتاژ خروجی سیم پیچ‌های ثانویه، ابتدا باید این ولتاژها را تقویت کرد. برای پردازش و نمایش اطلاعات سنسور از یک رایانه استفاده شده است. برای تقویت این ولتاژها و تبدیل آنها به سیگنال‌های دیجیتال از سیستم DAQ^1 (مدل ML750 از شرکت ADInstruments) استفاده شده است. این سیستم یک بخش اصلی دارد که سیگنال‌های مورد نظر به ورودی‌های آن وصل می‌شوند. سیگنال تقویت شده از طریق پورت USB به صورت دیجیتال به رایانه ارسال می‌شود و در آنجا به کمک بسته نرم افزاری Chart5، می‌توان تغییرات آن را بر حسب زمان مشاهده کرد. شکل (۵) نشان دهنده تجهیزات لازم برای دریافت، پردازش و نمایش اطلاعات سنسور می‌باشد.

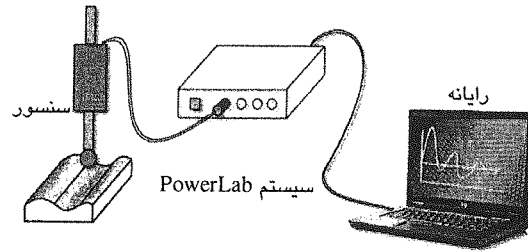


شکل (۳): اصول عملکرد سنسور تماسی و مدار یکسوکننده برای تشخیص جهت حرکت

شکل (۴)، قسمت‌های مختلف سنسور ساخته شده را نشان می‌دهد. هسته از سه قسمت تشکیل شده است، یک قسمت میانی و دو قسمت انتهایی. قسمت میانی از جنس فولاد بوده و طول آن برابر مجموع طول سه سیم پیچ ایجاد شده روی بدنه است. قسمت‌های انتهایی هسته؛ نقش نگه دارنده هسته را به عهده دارند و از آنجا که بدنه سنسور نباید شار گذرنده از سیم‌پیچ‌ها را تحت تأثیر قرار دهد، از جنس برنج؛ که غیر مغناطیسی است،



شکل (۶): کالیبراسیون سنسور به وسیله میکرومتر



شکل (۵): تجهیزات لازم برای دریافت، پردازش و نمایش اطلاعات سنسور

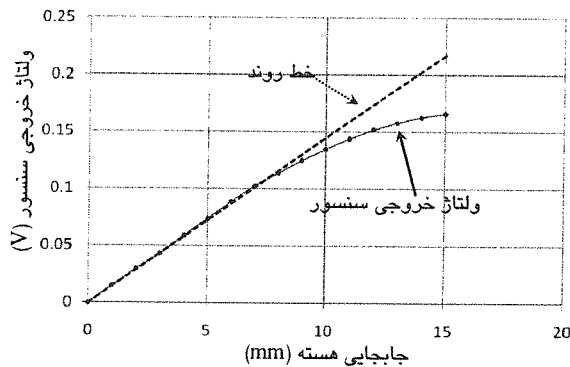
۳-۳- کالیبراسیون

کالیبراسیون سنسور شامل به دست آوردن منحنی ولتاژ خروجی سنسور بر حسب جابجایی هسته است. برای این منظور همان‌طور که در شکل (۶) نشان داده شده، از یک میکرومتر برای جابجا کردن هسته به میزان مشخص استفاده شده است. سنسور به وسیله یک گیره محکم نگه داشته شده است. میکرومتر طوری در زیر سنسور قرار داده شده است که هسته سنسور با فک متحرک میکرومتر در تماس باشد. با چرخاندن فک متحرک میکرومتر، هسته سنسور به میزان معین جابجا می‌شود. ولتاژ خروجی سنسور به وسیله سیستم DAQ اندازه‌گیری می‌شود.

نمودار ولتاژ خروجی سنسور بر حسب جابجایی هسته در شکل (۷) رسم شده است. یک سنسور ایده آل دارای منحنی ولتاژ-جابجایی خطی است؛ اما در عمل این منحنی از حالت خطی خارج می‌شود. با توجه به شکل (۷) عملکرد سنسور را می‌توان در محدوده جابجایی ۸ میلی‌متر از مرکز، خطی در نظر گرفت. در این محدوده شیب نمودار 0.0145 (V/mm) است و میزان جابجایی هسته از (۲) به دست آورده می‌شود:

$$d = \frac{V}{0.0145} \quad (2)$$

در رابطه فوق، d ، جابجایی هسته بر حسب میلی‌متر و V ولتاژ خروجی سنسور بر حسب ولت است.



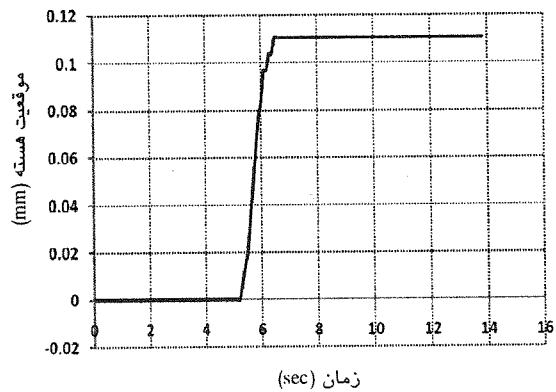
شکل (۷): منحنی ولتاژ خروجی سنسور بر حسب موقعیت هسته

۴- آزمایش‌ها و نتایج

آزمایش سنسور مورد نظر به کمک یک ربات انجام گرفت. سنسور ساخته شده به مجری نهایی ربات متصل و روی یک مسیر مستقیم با سرعت ثابت حرکت داده شد. انتخاب ربات به این دلیل صورت گرفت که قادر است روی مسیرهای مختلف با سرعت‌های معین و دلخواه حرکت کند.

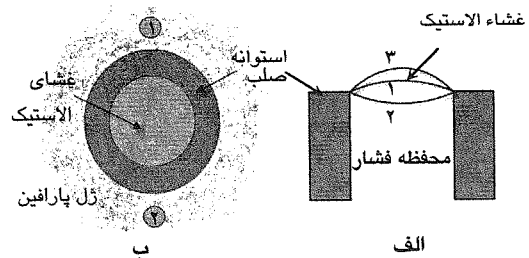
برای سنجش دقت سنسور مورد نظر ابتدا ضخامت یک برش کاغذ به وسیله آن سنجیده شد. در این آزمایش، ربات با سرعت ثابت روی یک مسیر مستقیم حرکت داده شد. یک برش کاغذ به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر در مسیر قرار داده شد. جابجایی هسته از روی ولتاژ خروجی سنسور به کمک رابطه (۲)، به دست آورده شد. این جابجایی که نشان دهنده ضخامت برش کاغذ است، در شکل (۸) رسم شده است. هنگامی که نوک سنسور از روی کاغذ عبور می‌کند یک افزایش ناگهانی در ولتاژ خروجی سنسور ایجاد می‌شود. این افزایش ولتاژ معادل یک افزایش ارتفاع به میزان ۱۱۰ میکرومتر است. این مقدار با مقدار واقعی ضخامت برش کاغذ؛ که به وسیله میکرومتر اندازه‌گیری شده است، ۱۰ میکرومتر اختلاف دارد (۱۰ درصد خطا).

این آزمایش نشان می‌دهد که در مورد سطوح صلب، سنسور قادر است ناهمواری‌های ریز سطح را تشخیص دهد. در مورد سطوح نرم پروفیل سطح اندازه‌گیری شده با پروفیل سطح واقعی تفاوت دارد که این تفاوت ناشی از تغییرات ایجاد شده در سطح در اثر نیروی اعمال شده به آن از طرف سنسور می‌باشد. در این مقاله منظور از پروفیل سطح، پروفیل سطح اندازه‌گیری شده است.



شکل (۸): موقعیت هسته سنسور در هنگام عبور از یک برش کاغذ به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر

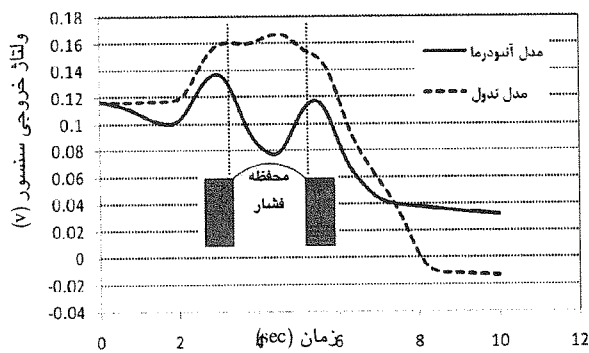
در آزمایشی دیگر، یک مدل از دو زائده پوستی آنتودرما و ندول؛ که در بخش مورفولوژی سطح پوست معرفی شدند، ایجاد شد. ساختار مدل مورد نظر در شکل (۹) نشان داده شده است. این مدل از یک محفظه صلب به شکل استوانه توخالی تشکیل شده است که از یک طرف بسته و از طرف دیگر به یک غشای الاستیک متصل است (شکل ۹-الف). فشار هوای داخل این محفظه از طریق لوله‌ای که به آن متصل است کنترل می‌شود. این محفظه مطابق با شکل (۹-ب) در یک ظرف مستطیل شکل بزرگ قرار داده شده و اطراف و روی آن با ماده‌ای به نام ژل پارافین؛ که خواص مکانیکی مشابه با بافت دارد، پر شده است. سنسور به کمک ربات و در تماس با مدل با سرعتی ثابت از نقطه ۱ به نقطه ۲ مطابق با شکل (۹-ب) حرکت داده می‌شود.



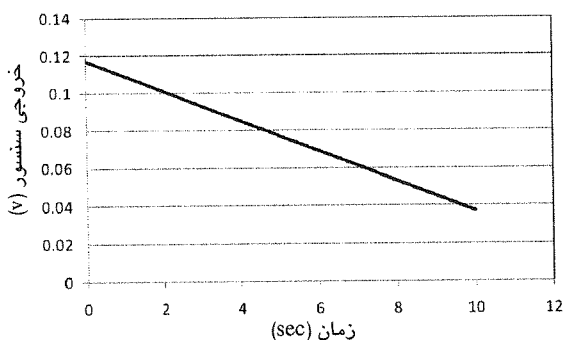
شکل (۹): مدل ساخته شده برای شبیه‌سازی رفتار زائده‌های آنتودرما و ندول. (الف) نمای پهلو، (ب) نمای بالا

در حالتی که فشار مخزن با فشار محیط برابر باشد، غشا در وضعیت ۱ در شکل (۹-الف) قرار می‌گیرد. در این حالت، اگر نوک سنسور از روی آن عبور داده شود، تحت اثر نیروی وزن آن غشا به وضعیت ۲ تغییر شکل پیدا می‌کند. این رفتار مشابه با رفتار زائده آنتودرما می‌باشد. اگر فشار مخزن افزایش یابد، غشا به وضعیت ۳ در می‌آید. در این حالت نیروی وزن سنسور قادر به فشردن آن نیست.

ولتاژ خروجی سنسور هنگام عبور از روی این مدل برای دو حالت فوق، در شکل (۱۰) نشان داده شده است. اگر پروفیل سطح نشان داده شده در این شکل برای مدل آنتودرما، به اجزای تشکیل دهنده آن تجزیه شود، منحنی‌های حاصل مطابق شکل (۱۱) و شکل (۱۲) خواهند بود. شکل (۱۱) نشان دهنده شیب سطح مورد بررسی است و با توجه به آن می‌توان دریافت که نقطه ۱ در شکل (۹-ب) از نقطه ۲ در همان شکل بالاتر است. منحنی شکل (۱۲) نشان دهنده اعوجاجی است که در اثر وجود غشا و مخزن فشار بوجود آمده است. به دلیل ابعاد بزرگ نوک سنسور، منحنی زبری قابل تشخیص نیست.



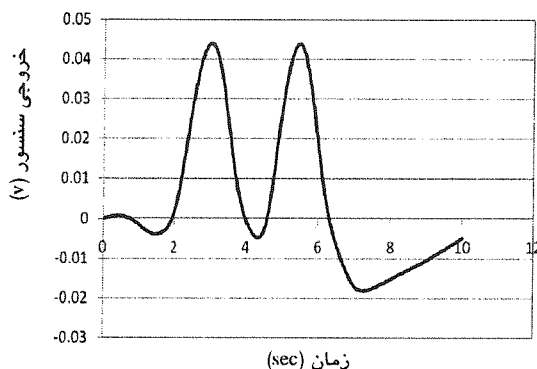
شکل (۱۰): ولتاژ خروجی سنسور در هنگام عبور از مدل شبیه‌سازی شده آنتودرما و ندول



شکل (۱۱): منحنی شکل حاصل از تجزیه پروفیل سطح مدل آنتودرما

۷- مراجع

- [۱] Roine, R.; Ohinmaa, A.; Hailey, D.; "Assessing telemedicine: a systematic review of the literature", Canadian Medical Association Journal, vol. 1, p.p. 765-771, 2001.
- [۲] Mair, F. S.; Haycox, A.; May, C.; Williams, T.; "A review of telemedicine cost-effectiveness studies", Journal of Telemedicine and Telecare, vol. 6, p.p. 38-40, 2000.
- [۳] Phillips, C. M.; Balch, D.; Schanz, S.; Branigan, A.; "Teledermatology: Issues in Remote Diagnosis and Management of Cutaneous Disease", Current Problems in Dermatology, vol. 14, p.p. 38-40, 2002.
- [۴] Whited, J. D.; "Teledermatology research review", International Journal of Dermatology, vol. 45, p.p. 220-229, 2006.
- [۵] Burg, G.; Hasse, U.; Cipolat, C.; Kropf, R.; Djamei, V.; Soyer, H. P.; Chimenti, S.; "Teledermatology: Just Cool or a Real Tool?", Dermatology, vol. 2, p.p. 169-173, 2005.
- [۶] Zargari, O.; Kimyai-Asadi, A.; "Attitudes of Iranian patients with skin problems towards using the Internet as a medical resource", International Journal of Dermatology, vol. 45, p.p. 535-537, 2006.
- [۷] Cox, N. H.; "A literally blinded trial of palpation in dermatologic diagnosis", Journal of American Academy of Dermatology, vol. 6, p.p. 949-951, 2007.
- [۸] Maglogiannis, I.; "Design and Implementation of a Calibrated Store and Forward Imaging System for Teledermatology", Journal of Medical Systems, vol. 28, p.p. 455-467, 2004.
- [۹] Chao, L. W.; Cestari, T. F.; Bakos, L.; "Evaluation of an Internet-based teledermatology system", Journal of Telemedicine and Telecare, vol. 9, p.p. 9-12, 2003.
- [۱۰] Massone, C.; Soyer, H. P.; "Feasibility and diagnostic agreement in teledermatopathology using a virtual slide system", Human Pathology, vol. 38, p.p. 546-554, 2007.
- [۱۱] Pak, H. S.; "Teledermatology and Teledermatopathology", Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery, vol. 21, p.p. 179-189, 2002.
- [۱۲] Najarian, S.; Dargahi, J.; Zheng, X., Z.; "A novel method in measuring the stiffness of sensed objects with applications for biomedical robotic systems", International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 2, pp. 84-90, 2006.
- [۱۳] Dargahi, J.; Najarian, S.; Liu, B.; "Sensitivity analysis of a novel tactile probe for measurement of tissue softness with applications in biomedical robotics", Journal of Materials Processing Technology, vol. 183, pp. 176-182, 2007.



شکل (۱۲): منحنی اعوجاج حاصل از تجزیه پروفیل سطح مدل آنتودرما.

۵- نتیجه

در این مقاله، ساخت یک سنسور تماسی القایی بررسی شد. این سنسور قادر است تفاوت بین مدل های زائده های پوستی را با توجه به تغییراتی که در هنگام عبور سنسور، در منحنی پروفیل سطح آنها ایجاد می شود، از هم تفکیک کند. بدین ترتیب با استفاده از داده های این سنسور، پزشک در تشخیص زائده هایی که در ظاهر مشابه هم هستند دچار مشکل نمی شود. از ویژگی های این سنسور، کاربری آسان و سادگی پردازش اطلاعات آن است و به همین دلیل گزینه ای مناسب برای استفاده در کلینیک های پزشکی به شمار می رود. یکی از معایب این سنسور، وزن زیاد آن است که باعث می شود ناهمواری های کوچک سطح بافت نرم قابل اندازه گیری نباشند و بنابراین در مورد زائده هایی که هنگام عبور سنسور از روی آن ها به طور یکسان تغییر می کنند مناسب نباشد. این محدودیت را می توان با ساخت سنسورهایی با ابعاد کوچکتر از طریق بکارگیری تکنیک های ساخت پیشرفته تر، برطرف ساخت. همچنین با بکارگیری آرایه ای از این سنسورها می توان اطلاعات سطح را به صورت سه بعدی به دست آورد. توانایی این سنسور در تمایز مدل شبیه سازی شده دو نوع زائده پوستی (آنتودرما و ندول) از یکدیگر، استفاده از آن را در سیستم های تله درماتولوژی؛ که در آنها تفکیک این دو زائده از هم تنها با استفاده از عکس دشوار است، توجیه می کند.

۶- قدردانی

از قطب علمی مهندسی پزشکی ایران برای کمک مالی به این پروژه کمال تشکر را داریم.

- Dargahi, J.; Najarian, S.; Mirjalili, V.; Liu, B.; [۱۴]
 "Modeling and testing of a sensor capable of determining the stiffness of biological tissues", Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering, vol. 32, No. 2, pp. 45-51, 2007.
- Dargahi, J.; Najarian, S.; Ramezanifard; R.; [۱۵]
 "Graphical display of tactile sensing data with application in minimally invasive surgery", Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering, In Press.
- Dargahi, J.; Sedaghati, R.; Singh, H.; Najarian, S.; [۱۶]
 "Modeling and testing of an endoscopic piezoelectric-based tactile sensor", Mechatronics, In Press
- Egawa1, M.; Oguri, M.; Hiraol,T.; Takahashi, M.; [۱۷]
 Miyakawa, M.; "The evaluation of skin friction using a frictional feel analyzer", Skin Research and Technology, vol. 8, p.p. 41-51, 2002.
- Sivamani, R. K.; Wu, G. C.; Gitis, N. V.; Maibach, [۱۸]
 H. I.; "Tribological testing of skin products: gender, age, and ethnicity on the volar forearm", Skin Research and Technology, vol. 9, p.p. 299-305, 2003.
- Jaspers, S.; Hopermann, H.; Sauermann,G.; Hoppe, [۱۹]
 U.; Lunderstadv, R.; Ennen, J.; "Rapid in vivo measurement of the topography of human skin by active image triangulation using a digital micromirror device", Skin Research and Technology, vol. 5, p.p. 195-207, 2005.
- Tanaka, M.; Leveque, L. J.; Tagami, H.; Kikuchi, K.; [۲۰]
 Chonan, S.; "The "Haptic Finger"– a new device for monitoring skin condition", Skin Research and Technology, vol. 9, p.p. 131-136, 2003.
- Pierard-Franchimont, C.; Henry, F; Pierard, G. E.; [۲۱]
 "Mechanical properties of primary anetoderma in a child", Skin Research and Technology, vol. 3, p.p. 81-83, 1997.

۸- زیر نویس

Data Aquisition (DAQ) ^۱

