

Inspiratory and Expiratory Flow Measurement in Hot-wire Spirometer

M.A. Ardekani¹, V.R. Nafisi^{2*}

¹ Associate Professor, Fluid Mechanic Group, Department of Mechanical Engineering, I.R.O.S.T., ardekani@irost.org

² Assistant Professor, Biomedical Engineering Group, Department of Electrical Engineering, I.R.O.S.T., Tehran, Iran

Abstract

Hot-wire anemometry (HWA) is a suitable method for pulmonary research and routine tests. This anemometry method has high frequency response, calibration stability, low pressure drop and desired precision over whole clinical range of human respiration. Nevertheless, flow direction detection in inspiratory and expiratory phases is one of the main problems in this method. We apply the obstacle-wake probe as a solution. In this probe, an obstacle is inserted between 2 hot-wire sensors; and the effects of the shape and relative position of the obstacle and hot-wire sensors are discussed. Finally the results are used in manufacturing a clinical spirometer. It satisfies common clinical/research demands along with inspiratory/expiratory flow direction detection.

Keywords: Hot-wire anemometry (HWA), Reverse flow, Obstacle-wake, Hot-film probe, upstream sensor, downstream sensor

* Corresponding author

Address: Vahid Reza Nafisi, Iranian Research Organization for Science and Technology (IROST), Shahid Moosavi Ave., No. 71, Department of electrical engineering, Biomedical engineering group, P.O. Box 15815 – 3538, Tehran, Iran.

Tel: +98 21 82276311, +98 9124400223

Fax: +98 21 82276311

E-mail: vr_nafisi@irost.org

اندازه‌گیری جریان دم و بازدم در دستگاه اسپرومتری از نوع سیم داغ

محمد علی اردکانی^۱، وحیدرضا نفیسی^{۲*}

^۱ دانشیار، گروه سیالات، پژوهشکده مکانیک، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران ardekani@irost.org

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و کامپیوتر، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران

چکیده

جریان‌سنج سیم داغ یکی از روش‌های مناسب برای انجام آزمون‌های بالینی و تحقیقاتی در زمینه تنفس است. این روش جریان‌سنجی پاسخ فرکانسی وسیع، پایداری در کالیبراسیون، کمترین افت فشار و دقت لازم در کل بازه موردنظر برای آزمون‌های بالینی انسانی را ارائه می‌دهد. با این حال عدم تشخیص جهت جریان هوا در مرحله دم و بازدم یکی از مشکلات این روش است. یکی از راه‌حل‌های این مشکل استفاده از ۲ حسگر سیم داغ در اطراف یک مانع است. در این مقاله اثر شکل و موقعیت نسبی این ۲ حسگر با مانع بررسی شده و در نهایت با استفاده از نتایج به دست آمده، اسپرومتری از نوع سیم داغ طراحی و ساخته شد که نتایج بالینی بسیار مناسبی در اندازه‌گیری جریان دم و بازدم با استفاده از آن به دست آمده است.

واژه‌های کلیدی: جریان‌سنج سیم داغ، جریان معکوس، ناحیه جدایش مانع، پراب فیلم داغ، حسگر بالادست، حسگر پائین‌دست

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان شهید موسوی (فرصت)، پلاک ۷۱، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، پژوهشکده برق و کامپیوتر، گروه مهندسی پزشکی

تلفن: ۰۲۲۳ ۸۲۲۶۳۱۱، ۰۹۱۲۴۴۰۰۲۲۳، دورنگار: ۸۲۲۷۶۳۱۱، پیام‌نگار: vr_nafisi@irost.org

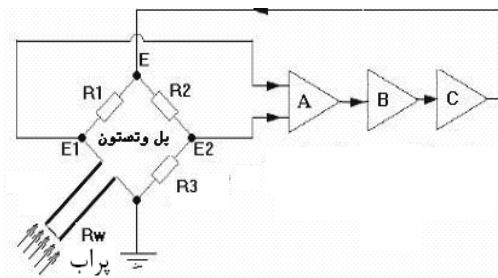
۱- مقدمه

و بازدم را نمی‌توان با استفاده از یک حسگر به دست آورد [۱۸]. روش‌های مختلفی برای رفع این مشکل در کاربردهای صنعتی و تحقیقاتی ارائه شده‌اند [۱۸-۲۰]. در کاربردهای اسپیرومتری معمولاً از حسگر دو تکه^۶ و یک مدار الکترونیکی خاص [۵، ۱۲] استفاده می‌شود که ساخت حسگر دو تکه دشوار و پرهزینه است. در بعضی از تحقیقات نیز از مدارهای خاص و ۳ حسگر استفاده شده است [۷، ۱۱، ۱۸] که به‌رغم نتایج مناسب و قابل تأمل، بر پیچیدگی سیستم اندازه‌گیری افزوده و قابلیت اطمینان آن را تحت تأثیر قرار داده است. بنابراین در این مقاله سعی شده‌است با استفاده از حسگرهای معمولی و مدارهای متداول مربوط به جریان‌سنج سیم داغ، نوعی از اسپیرومتر طراحی شود که کلیه الزامات مربوط به استانداردهای پزشکی را برآورده کرده [۲۱] و همچنین جریان دم و بازدم را به درستی اندازه‌گیری نماید.

بنابراین در این مقاله، ابتدا اصول عملکرد جریان‌سنج سیم/فیلم داغ و مدار الکتریکی مربوطه را ارائه نموده سپس روش آزمایش و تحلیل ریاضی و تجربی نحوه تعیین جهت جریان هوا با استفاده از ۲ حسگر و یک مانع در میان آنها تشریح می‌گردد. به‌طور خلاصه جریان پائین‌دست مانع استوانه‌ای، صفحه‌ای و یک حسگر فیلم داغ بررسی شده و روش مناسب برای اندازه‌گیری جریان معکوس تعیین می‌شود. در نهایت یک دستگاه اسپیرومتر بر مبنای نتایج به دست آمده طراحی و ساخته شده و مورد آزمون بالینی قرار گرفته است که نتایج آن در قسمت نتایج خواهد آمد.

۲- اصول عملکرد جریان‌سنج سیم داغ

حسگر جریان‌سنج، سیم داغی است که در یکی از بازوهای یک پل وتستون^۷ قرار می‌گیرد (شکل ۱).



شکل ۱- نمودار بلوکی مدار جریان‌سنج سیم داغ

با توجه به افزایش شهرنشینی و استفاده بی‌رویه از منابع انرژی و آلودگی‌های مربوط به آن، امروزه ابتلا به انواع بیماری‌های ریوی افزایش یافته است. به طوری که در حال حاضر بیش از ۱۶ میلیون نفر در آمریکا به بیماری‌های حاد و مزمن ریوی^۱ (COPD) و بیش از ۱۷ میلیون نفر به آسم مبتلا هستند [۱]. به منظور پیش بینی ظهور بیماری، تعیین میزان پیشروی بیماری، تعیین نوع درمان و نیز پایش روند بهبود بیماری، اندازه‌گیری و بررسی حجم‌های ریوی در هنگام دم و بازدم با استفاده از روش اسپیرومتری^۲ توصیه شده است [۲]. در حال حاضر اسپیرومتری به یکی از اجزای جدائی‌ناپذیر روش‌های تشخیص و درمان بیماری‌های ریوی تبدیل شده است. این روش تشخیصی برای گستره وسیعی از افراد مشتمل بر نوزادان تا بزرگسالان ورزشکار استفاده می‌شود.

چهار روش اصلی برای اندازه‌گیری جریان هوای دم و بازدم در اسپیرومتری وجود دارد: ۱. روش مبتنی بر افت فشار در دو سوی یک مانع^۳؛ ۲. روش توریینی^۴؛ ۳. روش مبتنی بر تبادل حرارت بین یک سیم داغ و هوای عبوری^۵؛ و ۴. روش فراصوت [۳].

هر یک از روش‌های فوق دارای معایب و مزایایی هستند و به ناچار بر مبنای در نظر گرفتن بعضی از فاکتورهای طراحی باید یکی از آنها را انتخاب کرد. ارائه دقت مناسب در گستره وسیعی از سرعت هوای عبوری [۴]، پاسخ فرکانسی سریع [۵، ۶]، اندازه کوچک حسگر و حجم و وزن بسیار کم آن [۷]، عدم ایجاد افت فشار در مسیر هوای عبوری (بر خلاف روش‌های جریان‌سنجی مبتنی بر اختلاف فشار) [۷] و عدم وابستگی نتایج آزمون به مهارت کاربر [۵] از مزایای روش‌های مبتنی بر سیم داغ هستند. با توجه به این مزایا، از روش جریان‌سنجی مبتنی بر سیم/فیلم داغ در اسپیرومتری معمولی [۵-۱۲] و نیز کارهای تحقیقاتی مختلف استفاده شده است [۱۳-۱۵].

با این حال اسپیرومتری مبتنی بر اصول جریان‌سنج‌های سیم داغ معمول دارای اشکالاتی است [۶، ۱۶، ۱۷، ۱۸]. یکی از مهمترین موارد این است که جهت حرکت هوا در زمان دم

^۱ Chronic Obstructive Pulmonary Diseases

^۲ Spirometry

^۳ Pneumotachometer

^۴ Turbinometer

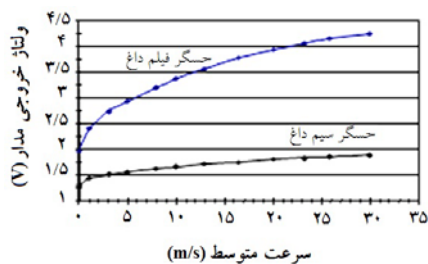
^۵ Hot-wire/film anemometer

^۶ Split sensor

^۷ Wheatstone bridge

سرعت، کاهش می‌یابد. بنابراین دقت این روش در سرعت‌های کم بالا بوده و در عین حال بازه وسیعی از سرعت را پوشش می‌دهد. این موضوع سبب می‌شود درصد خطای نسبی (دقت) در تمام بازه اندازه‌گیری تقریباً ثابت بماند. در حالی که در جریان‌سنج‌های مبتنی بر اختلاف فشار، فشار دینامیکی در مقادیر کم سرعت، بسیار کم بوده و در نتیجه درصد خطا، بسیار بالاست و بازه اندازه‌گیری نیز وسیع نیست [۱۶].

حسگر مورد استفاده در جریان‌سنج سیم داغ می‌تواند از نوع سیم تنگستن به قطر ۵۱۴μm یا فیلم داغ (با زیرلایه به قطر ۱۲۵μm) باشد. قطر کم سیم داغ باعث می‌شود که سیستم دارای پاسخ فرکانسی وسیع‌تری باشد با این حال طول عمر استفاده از آن به شدت کاهش می‌یابد و به علاوه کوچکترین ذرات موجود در سیال (هوای دم و بازدم) می‌تواند با نشست بر روی سیم داغ خصوصیات انتقال حرارتی آن و در نتیجه سیگنال خروجی سیستم را تحت تأثیر قرار دهد. ولی با توجه به اینکه سطح جانبی فیلم داغ به مراتب از سطح حسگر سیم داغ بیشتر است، این مشکلات رفع و در عین حال پاسخ فرکانسی نیز کمتر می‌شود [۴]. ولی با توجه به سطح انتقال حرارت بسیار بزرگ حسگر فیلم داغ، بهره سیستم (یعنی ضریب B در رابطه (۵)) افزایش می‌یابد که این موضوع در شکل ۲ مشهود است. به این ترتیب حسگر مورد استفاده در این تحقیق از نوع فیلم داغ با مشخصات مندرج در جدول ۱ است.



شکل ۲- رابطه ولتاژ-سرعت برای سیم داغ و فیلم داغ

جدول ۱- مشخصات حسگر فیلم داغ مورد استفاده در این تحقیق

جنس حسگر	نیکل
مقاومت	۴/۵۵Ω
قطر پایه	۱۲۵ μm
ناحیه فعال حسگر	۱/۲۵mm
ضخامت حسگر	۰/۱μm

با استفاده از تنظیم مقاومت R3، جریان الکتریکی عبوری از حسگر تغییر کرده و به این ترتیب می‌توان دمای حسگر (Tw) را به حدود ۲۰۰°C تا ۳۰۰°C رساند. عبور جریان هوایی با درجه حرارت Ta از اطراف حسگر سبب کاهش دما و در نتیجه تغییر مقاومت و عدم تعادل پل وتستون ($E_1 \neq E_2$) می‌شود. از سوی دیگر مدار بازخورد نشان داده شده در شکل ۱، ولتاژ پل (E) و در نهایت جریان عبوری از حسگر را به گونه‌ای تغییر می‌دهد که پل به تعادل باز می‌گردد.

از آنجا که نسبت طول به قطر حسگر زیاد است، انتقال حرارت به‌طور عمده از طریق همرفت صورت می‌گیرد. مقدار انتقال حرارت را می‌توان به صورت رابطه (۱) نشان داد:

$$Q = h \cdot A_s \cdot (T_w - T_a) \quad (1)$$

که در این معادله، h ضریب جابجایی اجباری^۸ (وابسته به سرعت جریان هوا)، A_s سطح جانبی حسگر و $(T_w - T_a)$ اختلاف دمای حسگر و جریان هوا. مقدار h طبق معادله (۲) به سرعت جریان هوا (U) وابسته است [۲۲]:

$$h = \frac{k}{d} (0.42 Pr^{1/2} + 0.57 Pr^{1/3} Re^{1/5}) \quad (2)$$

در این معادله k ضریب هدایت گرمایی، d قطر حسگر، Pr عدد پراوتل^۹ و $Re = \frac{\rho U d}{\mu}$ عدد رینولدز^{۱۰} هستند که ρ و μ به ترتیب چگالی و گرانروی^{۱۱} سیال هستند. از سوی دیگر مقدار توان حرارتی رابطه (۱)، حاصل از توان الکتریکی تلف شده در مقاومت سیم داغ (R_w) است.

$$Q_{elec} = \frac{E^2}{R_w} \quad (3)$$

با ادغام رابطه (۲) در رابطه (۱) و مساوی قراردادن آن با رابطه (۳) می‌توان به رابطه (۴) دست یافت:

$$E^2 = \frac{k A_s}{d} R_w (0.42 Pr^{1/2} + 0.57 Pr^{1/3} \left(\frac{\rho U d}{\mu}\right)^{1/5}) (T_w - T_a) \quad (4)$$

با توجه به محدودیت طول سیم داغ و اتلاف حرارت از طریق هدایت به پایه‌های حسگر، رابطه (۴) به صورت رابطه (۵) نوشته می‌شود و مجهولات A، B و n از طریق کالیبراسیون تعیین می‌شوند.

$$E^2 = A + B U^n \quad (5)$$

بر این اساس، رابطه ولتاژ-سرعت یک رابطه غیرخطی است (شکل ۲) که با افزایش سرعت، تغییرات ولتاژ نسبت به

⁸ Convective heat transfer coefficient

⁹ Prandtl number

¹⁰ Reynolds number

¹¹ Viscosity

۳- روش آزمایش

آزمایش‌ها در ۲ مرحله یعنی بررسی جریان هوای پائین‌دست^{۱۲} در ناحیه جدایش (دنباله) مانع^{۱۳} و آزمایش‌های بالینی انجام گرفته است. همه آزمایش‌های مرحله اول، در تونل باد مستقر در پژوهشکده مکانیک سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، انجام شده است. سرعت جریان هوا در این تونل باد، به وسیله دور یک بادزن^{۱۴} کنترل می‌شود. با استفاده از یک شبکه لانه زنبوری و سه عدد توری، جریان هوا یکنواخت شده و اغتشاش‌های آن نیز کاهش می‌یابد. یک گرمکن برقی دمای هوای داخل تونل را کنترل می‌کند.

همان‌طور که گفته شد، اندازه‌گیری جریان معکوس بر پایه استفاده از مانع است. شکل ۳ ترکیب قرارگیری حسگرها و مانع بین آنها را به صورت ساده نشان می‌دهد.

در این تحقیق مانع‌های مورد استفاده عبارت‌اند از:

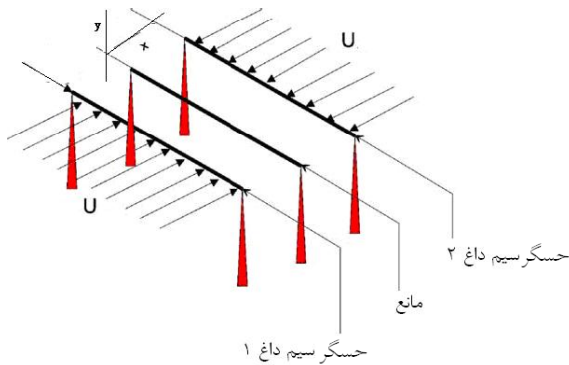
۱. استوانه‌های به قطر ۱mm تا ۱/۵mm؛

۲. صفحه‌هایی با ابعاد ۳×۱/۵×۰/۱mm و ۳×۱/۲×۰/۱mm.

همچنین با توجه به ضخامت حسگر فیلم داغ، می‌توان حسگر بالادست^{۱۵} جریان را به عنوان مانع در نظر گرفت. سرعت جریان هوا در آزمایش‌های انجام گرفته ۰/۵m/s تا ۲۰ m/s است. به منظور اندازه‌گیری جریان پائین‌دست مانع، در جهات مختلف، از سازوکار انتقال‌دهنده پراب^{۱۶} با دقت ۰/۰۲mm استفاده شده است.

در دو آزمون اول، مانع در داخل تونل باد در محل مشخصی قرار داده می‌شود و سپس حسگر سنجش‌کننده در جهات x و y حرکت داده شده و سرعت در هر نقطه مکانی ثبت می‌گردد. جهات x و y در شکل ۳ مشخص است. در آزمون سوم نیز همین رویه دنبال می‌شود فقط در اینجا به جای مانع یکی از حسگرهای فیلم داغ قرار می‌گیرد و سرعت در نقاط مختلف و در شرایطی که آن حسگر داغ یا سرد است اندازه‌گیری می‌شوند.

در مرحله دوم، بر اساس نتایج حاصل از آزمایش‌های مرحله اول یک اسپرومتر از نوع سیم داغ ساخته و در بیمارستان تخصصی مسیح دانشوری مورد ارزیابی بالینی قرار گرفت.



شکل ۳- برای آزمون‌ها از ۲ حسگر فیلم داغ استفاده شده که مابین آنها مانعی قرار گرفته است.

۴- بررسی نتایج

وجود یک مانع در جریان هوا، ناحیه جدایش ایجاد می‌کند. در واقع سرعت جریان هوا در نقاط موجود در این ناحیه نسبت به نواحی دیگر کاهش می‌یابد. مقدار این کاهش بستگی به شکل مانع، موقعیت نسبی نقطه مورد آزمون از محل مانع و سرعت جریان هوا دارد. هدف از انجام آزمایش‌ها تعیین بهترین ترکیب حسگر-مانع است تا بیشترین حساسیت و درعین حال کمترین اثرپذیری از عوامل مختلف در نتایج را در پی داشته باشد. از نظر ما نتیجه مطلوب، ایجاد دنباله‌ای با عمق بیشتر، عرض پهن‌تر و بدون بالازدگی^{۱۷} است.

آزمایش‌ها در سرعت‌های مختلفی که در شرایط اسپرومتری انسان وجود دارند انجام شده که با توجه به قطر نازلی که حسگر در آن قرار دارد (۲/۵cm)، حدود ۰/۵m/s تا ۲۰ m/s هستند. ولی به منظور اختصار فقط منحنی‌های مربوط به سرعت متوسط جریان آزاد ۱۰ m/s نشان داده می‌شود.

۴-۱- جریان اطراف مانع استوانه‌ای شکل

شکل ۴ وضعیت دنباله جریان پائین‌دست را برای مانع استوانه‌ای به قطر ۱/۵mm نشان می‌دهد. در این شکل، سرعت محلی در هر نقطه (u) بر سرعت جریان آزاد (U) و مختصات قرارگیری حسگر (x و y) نسبت به مرکز استوانه، بر قطر استوانه (d) بی‌بعد شده‌اند.

¹² Down-stream
¹⁶ Probe traversing mechanism

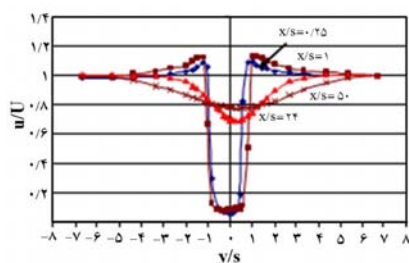
¹³ Obstacle wake
¹⁷ overflow

¹⁴ Fan

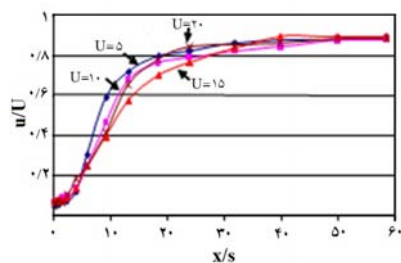
¹⁵ Up-stream

۱۰٪ سرعت جریان آزاد است که برای صفحه $s=1/2\text{mm}$ در فاصله $\frac{x}{s}=10$ سرعت به یکباره به ۷۰٪ سرعت جریان آزاد می‌رسد در حالی که برای صفحه به پهنای $s=1/5\text{mm}$ چنین نتیجه‌ای در فاصله $\frac{x}{s}=20$ رخ می‌دهد. اما به منظور تعیین فاصله مطلوب حسگر از مانع، توجه به شکل ۵-ب راهنمای مطلوبی است.

مقایسه جریان پائین‌دست دو مانع استوانه‌ای و صفحه‌ای در شکل ۶ آمده است. شکل ۶-الف نشان می‌دهد که در فواصل نزدیک به مانع ($\frac{x}{s}=1$)، تفاوت آشکاری بین کمترین سرعت حاصل از هر یک از دو شکل مانع وجود ندارد. اما دنباله مانع صفحه‌ای کمی پهن‌تر از مانع استوانه‌ای است. شکل ۶-ب جریان پائین‌دست مانع را برای فاصله دور ($\frac{x}{s}=9$) نشان می‌دهد. همان‌طور که مشهود است، مانع صفحه‌ای دارای ناحیه دنباله قوی‌تری است. بنابراین یک مانع صفحه‌ای با قطر $1/5\text{mm}$ علاوه بر اینکه اختلالی در تنفس بیمار ایجاد نمی‌کند، مورد مناسب و مطمئنی برای تعیین جهت جریان نیز محسوب می‌شود.

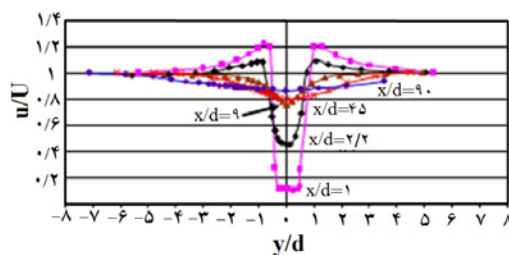


الف



ب

شکل ۵-الف) توزیع سرعت جریان هوای پائین‌دست مانع صفحه‌ای با پهنای $1/5\text{mm}$ ؛ ب) توزیع کمترین سرعت در ناحیه دنباله صفحه به‌ازای مقادیر مختلف سرعت جریان هوا

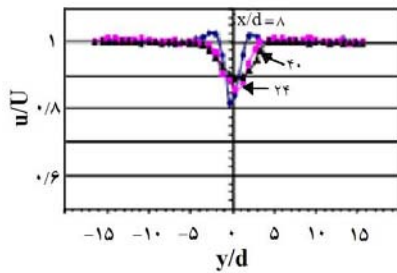


شکل ۴- توزیع سرعت جریان هوای پائین دست مانع استوانه‌ای شکل به پهنای $1/5\text{mm}$

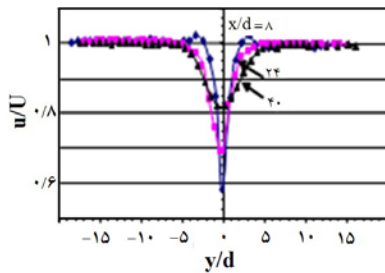
همان‌طور که شکل ۴ نشان می‌دهد، کاهش شدیدی در سرعت ناحیه جدایش مانع مشاهده می‌شود و این کاهش برای استوانه قطورتر، بیشتر است. بنابراین برای اندازه‌گیری جریان معکوس بهتر است از استوانه‌ای با قطر بزرگ استفاده شود؛ مشروط بر اینکه افت فشار جریان در مسیر، خارج از استاندارد اسپرومتری نباشد.

۴-۲- جریان اطراف مانع صفحه‌ای شکل

در شکل ۵ نشان داده شده است که در فواصل دور ($\frac{x}{s} > 45$) و فواصل بسیار نزدیک ($\frac{x}{s} < 6$) کاهش سرعت جریان هوا در دنباله تقریباً مستقل از سرعت جریان هوای آزاد بوده که امری مطلوب است (در فواصل میان این دو حد با افزایش سرعت جریان آزاد، مقدار سرعت $\frac{u}{U}$ در ناحیه دنباله، کاهش می‌یابد). با این حال چون کاهش سرعت جریان در فواصل نزدیک مانع بیشتر است، باید حسگر را در ناحیه نزدیک مانع ($\frac{x}{s} < 6$) قرار داد. شکل ۵-الف توزیع سرعت پایین‌دست صفحه‌ای به پهنای $1/5\text{mm}$ را نشان می‌دهد. سرعت محلی با استفاده از جریان آزاد و فواصل با استفاده از پهنای صفحه بی‌بعد شده‌اند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، توزیع سرعت پایین‌دست مانع صفحه‌ای شکل، الگویی مشابه توزیع سرعت در اطراف مفتول را دارا است: سرعت در ناحیه دنباله نزدیک به صفحه، بسیار کم است و با افزایش پایین‌دست، سرعت در ناحیه دنباله افزایش می‌یابد و دنباله صفحه پهن‌تر- قوی‌تر است (نتایج مقایسه بین صفحه $1/2$ و $1/5$ میلی‌متری برای اختصار رسم نشده است). در فاصله $3 < \frac{x}{s} < 0$ سرعت حدود

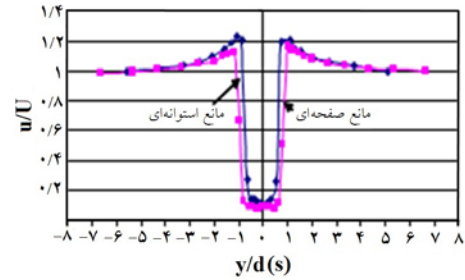


الف

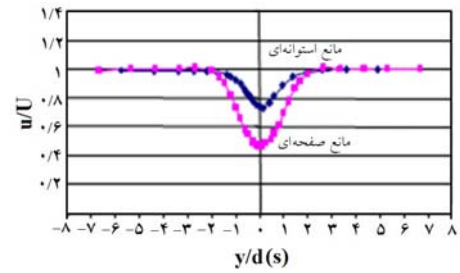


ب

شکل ۷- توزیع سرعت پائین دست حسگر اول در حالتی که حسگر، سرد (الف) یا گرم (ب) است.



الف



ب

شکل ۶- مقایسه بین مانع استوانه‌ای و صفحه‌ای با پهنای $1/5 \text{ mm}$.
الف) توزیع سرعت در ناحیه نزدیک $x/d=1$ ؛
ب) توزیع سرعت در ناحیه دور از مانع $x/d=9$

۳-۴- جریان اطراف حسگر فیلم داغ

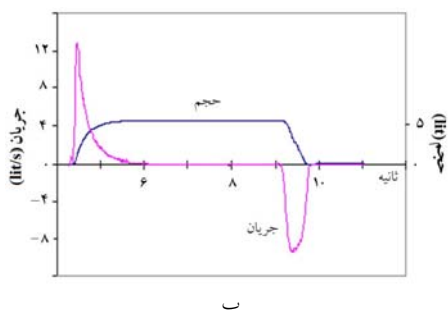
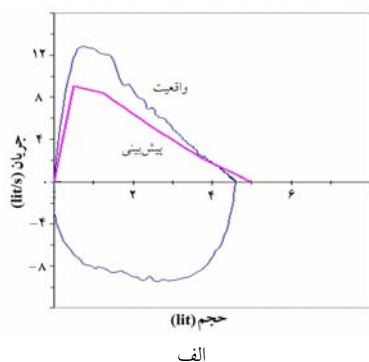
در این قسمت اثر متقابل ۲ حسگر فیلم داغ (بدون وجود مانعی بین آنها) را بررسی می‌کنیم. وقتی که حسگر اول (بالا دست) سرد (خاموش) است، برای حسگر دوم (پائین دست) همچون یک مانع عمل می‌کند و بنابراین دنباله تشکیل و سرعت کاهش می‌یابد (همچون نتایج دو بخش قبلی). با این حال چون قطر حسگر بسیار کم ($125 \mu\text{m}$) است، دنباله ایجاد شده ضعیف است. این موضوع در شکل ۷-الف مشخص است. اما هنگامی که حسگر بالادست، گرم (روشن) باشد؛ یک دنباله حرارتی نیز ایجاد خواهد کرد که اگر حسگر دوم در نزدیکی حسگر اول قرار گیرد، ولتاژ خروجی سیستم کاهش بیشتری یافته و بنابراین کاهش سرعت را در پی خواهد داشت (طبق معادلات ۱ و ۴، در صورتی که دمای محیط افزایش یابد انتقال حرارت کاهش یافته و در نتیجه جریان سنج سیم داغ ولتاژ کمتری را نشان می‌دهد و سرعت اندازه‌گیری شده کمتر خواهد بود).

با مقایسه شکل ۷-ب با ۷-الف می‌توان تأثیر دنباله حرارتی را مشاهده کرد. به عنوان مثال در فاصله ۱ میلی‌متری ($x/d=8$) حسگر، وقتی که حسگر بالادست سرد است، کاهش سرعت حدود ۸۰٪ است در حالی که برای حسگر گرم این کاهش به ۵۷٪ می‌رسد. بنابراین در صورت استفاده از فقط ۲ حسگر فیلم داغ (بدون وجود مانع) باید حسگرها در فاصله‌ای بسیار نزدیک قرار گیرند تا کاهش سرعت مناسبی ایجاد شود. این موضوع، ساخت و کالیبراسیون چنین مجموعه‌ای از حسگرها را دشوار می‌سازد و احتمال وقوع خطای تنظیم نامناسب^{۱۸} وجود دارد. همچنین یکی از عوامل اثرگذار بر مشخصات دنباله حاصل از حسگر بالادست بر حسگر پائین دست، سرعت جریان هوا است. شکل ۸ اثر این عامل را در فاصله‌های بی‌بعد شده 8 ، 24 و 40 نشان می‌دهد. از این شکل می‌توان دریافت که هر چه سرعت جریان هوا بیشتر باشد، اثر حسگر بالادست بر حسگر پائین دست کمتر می‌شود و بنابراین دقت و کارایی سیستم در سرعت‌های بالاتر کمتر خواهد بود.

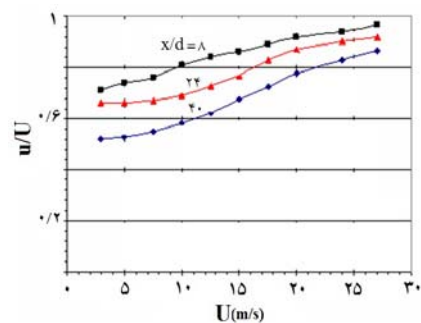
¹⁸ Misalignment

سری قرار می‌گیرد و با تغییر سرعت جریان هوا در کل بازه موردنظر (تا 30 m/s)، مقدار دبی مرجع و ولتاژ متناظر دستگاه اسپرومتر به دست آمده و منحنی کالیبراسیون شکل ۲ حاصل می‌شود.

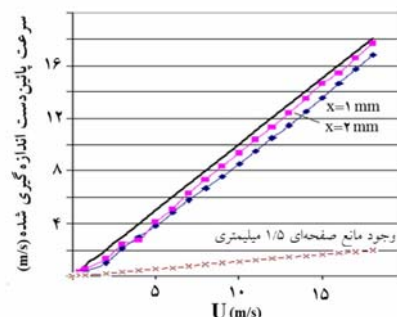
پس از مرحله کالیبراسیون، عملکرد دستگاه روی تعدادی بیمار مراجعه کننده به بیمارستان تخصصی مسیح دانشوری مورد ارزیابی قرار گرفت. شکل ۱۰ یک نمونه از نتایج حاصل از مانور ^{19}FVC روی یک بیمار را نشان می‌دهد. در این شکل منحنی حجم-زمان، جریان-زمان (شکل ۱۰-الف) و جریان-حجم (شکل ۱۰-ب) نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود جریان دم و بازدم به خوبی قابل اندازه‌گیری و تفکیک هستند. به منظور بررسی اطمینان‌پذیری نتایج به دست آمده از روش این مقاله، نتیجه ۲ پارامتر مطرح در اسپرومتری یعنی FVC و FEV_1 با نتایج مشابه از ۲ دستگاه ژاپنی و ایتالیایی مطرح در بیمارستان تخصصی مسیح دانشوری مقایسه شد. جدول ۲ نتایج همبستگی بین این نتایج را نشان می‌دهد. بر اساس آنالیز همبستگی و آزمون فریدمن^{۲۱}، همبستگی بین نتایج روش این مقاله با دو روش دیگر، برای هر دو پارامتر ۹۸٪ است و این امر نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین روش‌ها وجود ندارد.



شکل ۱۰-۱ نتایج نمونه‌ای از یک آزمون بالینی. الف) منحنی‌های زمانی جریان و حجم؛ ب) منحنی جریان-حجم



شکل ۸- توزیع سرعت نرمال شده برای فواصل مختلف ۲ حسگر و سرعت‌های مختلف جریان هوا



شکل ۹- مقایسه سرعت پائین‌دست در هنگام وجود مانع صفحه‌ای ۱/۵ میلی متری با حالتی که مانعی بین حسگرها استفاده نشده است (فاصله حسگرها ۱mm یا ۳mm).

سرعت پائین‌دست در هنگام وجود مانع صفحه‌ای به پهنای ۱/۵mm با وضعیتی که مانعی بین حسگرها قرار ندارد، در شکل ۹ مقایسه شده‌اند. در این شکل برای حالت بدون مانع، فاصله حسگرها ۱mm و ۳mm در نظر گرفته شده است. همان‌طور که در این شکل مشهود است، نتایج حاصل از وجود مانع صفحه‌ای بسیار بهتر و مطمئن‌تر از وضعیتی است که مانعی بین ۲ حسگر قرار نگرفته است.

۴-۴- نتایج بالینی

بر اساس نتایج آزمایش‌های بخش ۳، بهترین انتخاب به منظور اندازه‌گیری جریان معکوس، استفاده از پرابی با ۲ حسگر و یک مانع صفحه‌ای شکل است. بنابراین از چنین پرابی در ساخت یک اسپرومتر استفاده گردید. قبل از انجام آزمون‌های بالینی، اسپرومتر را باید در محدوده سرعت‌های جریان هوای موردنظر کالیبره کرد. به این منظور، اسپرومتر ساخته شده در مسیر جریان پایدار هوا و با یک جریان‌سنج مرجع به طور

¹⁹ Forced Vital Capacity

²⁰ Forced Expiratory Volume in One second

²¹ Fridman

در مرجع [۱۸] مورد بررسی قرار گرفته و نشان داده شده است که باید به این موضوع توجه ویژه داشت. در حالی که اگر از مانع صفحه‌ای به پهنای $1/5\text{mm}$ در فاصله $x/s < 3$ استفاده شود، حساسیتی در زمینه همراستا نبودن حسگرها وجود ندارد و در عین حال این مانع کوچک بوده و تأثیری در افت فشار در مسیر جریان نخواهد داشت.

در نهایت در این مقاله تلاش شده است که نتایج طراحی اسپرومتری ارائه گردد که علاوه بر تأمین دقت، پایداری و عملکرد مناسب برای بررسی‌های معمول پزشکی، به دلیل پاسخ فرکانسی وسیع، قابلیت استفاده در آزمون‌های ویژه (همچون تنفس نوسانی با فرکانس بالا^{۲۲}) و کارهای تحقیقاتی دیگر را داشته باشد. بنابراین با استفاده از ۲ حسگر فیلم داغ و مانع صفحه‌ای بین آنها و مدارهای الکترونیکی جریان‌سنج و نرم‌فزار، می‌توان جریان دم و بازدم را اندازه‌گیری کرد. نتایج بالینی به دست آمده و نتایج مقایسه‌ای با دیگر دستگاه‌های اسپرومتری، تأیید کننده موارد ذکر شده هستند.

سپاسگزاری

نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند از زحمات سرکار خانم مهندس تیموری مدیر بخش اسپرومتری بیمارستان مسیح دانشوری برای راهنمایی‌های مؤثر و همکاری در انجام آزمون‌های بالینی تقدیر و تشکر نمایند.

علائم اختصاری

k	ضریب هدایت گرمایی
d	قطر حسگر - قطر مانع استوانه‌ای
Pr	عدد پرانتل
Re	عدد رینولدز
h	ضریب جابجایی اجباری
As	سطح جانبی حسگر
Tw	دمای حسگر
ρ	چگالی سیال
μ	گرانروی سیال
U	سرعت متوسط سیال
u	سرعت در هر نقطه حرکت سیال
s	عرض مانع صفحه‌ای

جدول ۲- آنالیز همبستگی بین نتایج روش این مقاله با دستگاه‌های

موجود در بیمارستان مسیح دانشوری

	FVC جدید	FVC ژاپنی	FVC ایتالیایی
FVC جدید	۱	۰/۹۸۰	۰/۹۸۲
تعداد نمونه‌ها	۸۶	۵۸	۷۱
FEV1 جدید	۱	۰/۹۷۸	۰/۹۴۹
تعداد نمونه‌ها	۸۶	۵۸	۷۱

۵- نتیجه‌گیری

جریان‌سنجی با استفاده از اصول سیم داغ دارای مزایای زیادی است که آن را برای جریان‌سنجی‌های صنعتی و پزشکی به انتخابی مناسب تبدیل می‌کند. از جمله این مزایا می‌توان به ابعاد کوچک حسگر، افت کم فشار در مسیر جریان، وسیع بودن پاسخ فرکانسی و دقت اندازه‌گیری بالا در سرعت‌های کم اشاره کرد. با این حال یکی از معایب این روش این است که با استفاده از یک حسگر نمی‌توان جهت جریان را تشخیص داد. در حالی که این قابلیت برای کاربرد اسپرومتری و اندازه‌گیری جریان دم و بازدم مهم است. به این منظور از حسگر دوتکه [۱۹، ۲۰] و یا مدارهای الکترونیکی خاص [۱۸] استفاده می‌شود. در این تحقیق سعی شده است که با استفاده از ۲ حسگر فیلم داغ و مدارهای الکترونیکی متداول در جریان‌سنجی سیم داغ (شکل ۱) و با استفاده از ناحیه دنباله ایجاد شده به وسیله یک مانع، بتوان جهت جریان را تشخیص داد. مانع مورد استفاده می‌تواند از نوع استوانه، صفحه نازک و یا حسگر بالادست باشد. مانع‌های استوانه و صفحه نازک ناحیه دنباله مناسبی را ایجاد می‌کنند که با استفاده از آن می‌توان جهت جریان را تشخیص داد ولی نتایج ناشی از صفحه نازک مناسب‌تر است. از سوی دیگر با توجه به قطر حسگر فیلم داغ ($125\mu\text{m}$) نیز می‌توان پیش‌بینی کرد که جریان معکوس بدون استفاده از مانع، قابل تشخیص است در واقع کاهش سرعت اندازه‌گیری شده در پائین‌دست حسگر بالادست، ناشی از دنباله حسگر بالادست و دنباله حرارتی آن است. ولی با توجه به قطر کم حسگر، تأثیر فاصله و مکان ۲ حسگر از اهمیت خاصی برخوردار بوده و همچنین زاویه جریان سیال نیز در اندازه‌گیری جریان معکوس اثر خواهد داشت. تنظیم نبودن محل حسگرها و حساسیت این موضوع

²² High-frequency oscillatory ventilation

مراجع

- [11] Yoshiya I., Nakajima T., Nagai I., Jitsukawa S., A Bidirectional Respiratory Flowmeter Using the Hot-wire Principle, *J. Appl. Physiol.*, 1975; 38(2): 360-365.
- [12] Van Putten M.J.A.M., Van Putten M.H.P.M., Van Putten A.F.P.; A silicon bidirectional flow sensor for measuring respiratory flow, *IEEE Trans. Biomed Eng.*, 1997; 44(2): 205-208.
- [13] Hager D.N., Fuld M., Kaczka D.W., Four methods of measuring tidal volume during high-frequency oscillatory ventilation, *Crit. Care. Med.*, 2006; 34(3): 751-757.
- [14] Zimova-Herknerova M., Plavka R., Expired tidal volumes measured by hot-wire anemometer during high-frequency oscillation in preterm infants, *Pediatr Pulmonol.* 2006; 41(5): 428-33.
- [15] Hager D.N., Fessler H.E., Kaczka D.W., Shanholtz C.B., Fuld M.K., Simon B.A., Brower R.G., Tidal volume delivery during high-frequency oscillatory ventilation in adults with acute respiratory distress syndrome, *Crit Care Med.*, 2007; 35(6): 1623-4.
- [۱۶] اردکانی محمدعلی، جریان سنج سیم داغ، انتشارات دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، ۱۳۸۵، نمایه: ۸-۲۴-۹۶۴-۸۷۰۳.
- [17] Bruun H.H., *Hot-Wire Anemometry, Principles and Signal Analysis.* Oxford Science Publications, 1995, P.29.
- [18] Al-Salaymeh A., Jovanovic J., Durst F., Bi-directional flow sensor with a wide dynamic range for medical application, *Medical Engineering & Physics*, 2004; 26: 623-637.
- [19] Downing P.M., Reverse flow sensing hot wire anemometer. *J. Phys. E.: Sci. Instr.*, 1972; 5:849-851.
- [20] Mahler D.S., Bidirectional hot-wire anemometer. *Rev. Sci. Instr.*, 1982; 53: 1465-1466.
- [21] Miller M. R., Hankinson J., Brusasco V., Standardization of spirometry, *EUR Respir J*, 2005; 26: 319-338.
- [22] Kramers H., Heat transfer from spheres to flowing media, *Physica*, 1946; 12: 61-80.
- [1] US Department of Health and Human services, National Heart, Lung and Blood institute; Data Fact Sheet Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD), May 2001.
- [2] Wanger J., Clausen J.L., Coates A.; Standardization of the measurement of lung volumes, *EUR Respir J*, 2005; 26: 511-522.
- [3] ECRI, Healthcare Product Comparison System (HPCS); Spirometers, Diagnostic, March 2005.
- [۴] اردکانی محمدعلی، سالاری محمد، تقوی زنوز رضا، تحلیل تجربی عملکرد دستگاه بادیسنج سیم داغ و مقایسه عملکرد پرابهای سیم داغ و فیلم داغ در اندازه‌گیری سرعت جریان‌ها، سیزدهمین کنفرانس سالانه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اردیبهشت ۱۳۸۴.
- [5] Plakk P., Liik P., Kingisepp P.H., Hot-wire anemometer for spirometry, *Med Biol Eng Comput.* 1998; 36(1): 17-21.
- [6] Ligeza P., Constant-bandwidth constant-temperature hot-wire anemometer, *Rev Sci Instrum.*, 2007; 78(7): 075104.
- [7] Nan-Fu ch., Tzu-Chien H., Chii-Wann L., Low Power Consumption Design of Micro-machined Thermal Sensor for Portable Spirometer, *Tamkang Journal of Science and Engineering*, 2005; 8(3): 225-230.
- [8] Nozu Y., Yu M.H., Tatsumi M., Utility of the Hot-wire Spirometer, *Ann. Physiol. Anthropol.*, 1991; 10(2): 77-82.
- [9] Chii-Wann L., Di-Ho W., Hao-Chien W., Prototype Development of Digital Spirometer, *Proceedings of the 20th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1998; 20(4).
- [10] Shanks D.E., Morris J.F., Clinical Comparison of Two Electronic Spirometers With a Water-sealed Spirometer, *Chest*, 1976; 69(4): 461-466.