

Design and Prototyping of an Ultrasonic Pulsed Doppler System for Blood Velocity Measurement in Vessels

N. Hemmati ^{*1}, M. DJ. Abolhassani ²

¹Department of Medical Radiation Engineering, AmirKabir University of Technology

²Department of Medical Physic & engineering, Tehran University of Medical Sciences

Received 5 January 2004; received in revised form 27 April 2005; accepted 25 May 2005

Abstract

Nowadays, various methods have been suggested to measure and monitor blood velocity variation in arteries and veins. Ultrasonic velocimetry is one of these methods, which is based on Doppler shift frequency measurement and the blood flow velocity calculation using Doppler shift signal. Using velocity – time curves or frequency spectrum which is system outputs, the abnormal cases and the stenosis degree can be determined. In this study, the design and prototyping of a pulsed Doppler system are investigated. The design consists of analog and digital circuits. The analog section includes Master oscillator, stimulus generator, transmitter, receiver, RF amplifier, demodulator and signal sampling circuits. Analog Doppler signal is then converted to digital codes and transferred to PC via an analog to digital converter card. The controlling of analog circuits is also implemented by the digital control unit. After data being transferred to the PC, data analysis such as fast fourier transform (FFT), monitoring of blood velocity variation with time and computation of two dimensional spectrogram are implemented by a software which was written in the Visual C++6 environment. In order to test the system, a string Doppler phantom with full electronic control was built. This phantom also can be used to test and control the quality of the other clinical ultrasonic Doppler systems.

Keywords: Ultrasound; Doppler; Blood velocimetry; Discrete fourier transform; 2 Dimensional spectrogram

* Corresponding author

Address: Research Center of Science and Technology in Medicine (RCSTIM), Emam Hospital, Tehran, I.R.Iran

Tel: +98 21 66439831

Fax: +98 21 66438630

E-mail: n_hemmati@yahoo.com

طراحی و ساخت سیستم داپلر فراصوت پالسی جهت اندازه‌گیری سرعت جریان خون در عروق

نیما همتی^{۱*}، محمدجواد ابوالحسنی^۲

^۱ دانشگاه صنعتی امیرکبیر، گروه مهندسی پرئوپزشکی

^۲ دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۲/۱۰/۱۵، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۴/۲/۷، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۴/۳/۴

چکیده

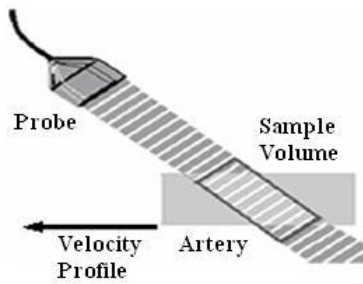
روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری و نمایش تغییرات سرعت جریان خون در شریان‌ها و وریدها پیشنهاد شده است. از این میان، سرعت‌سنج‌های فراصوتی بر پایه اندازه‌گیری فرکانس شیفت داپلر و محاسبه سرعت جریان خون از روی فرکانس شیفت استوار می‌باشند. با استفاده از منحنی سرعت-زمان یا طیف‌های حاصله در حوزه فرکانس که هر دو از خروجی‌های دستگاه به شمار می‌روند، وجود یا عدم وجود موارد غیرطبیعی و درجه گرفتگی عروق آشکار می‌گردد. در این تحقیق، طراحی و ساخت یک نمونه جریان‌سنج فراصوت پالسی مورد بررسی قرار گرفته است. سخت‌افزار ساخته شده شامل دو بخش آنالوگ و دیجیتال است. قسمت مدارات آنالوگ از نوسان‌ساز اصلی، مدار تولید سیگنال تحریک، فرستنده، گیرنده، تقویت‌کننده، دمدولاتور و مدار نمونه‌برداری از سیگنال تشکیل شده است. خروجی آنالوگ، توسط یک کارت مبدل آنالوگ به دیجیتال، به صورت کدهای دیجیتال تبدیل شده و به کامپیوتر انتقال می‌یابد. به علاوه، واحد کنترل دیجیتال کار نظارت بر مدارات آنالوگ را بر عهده دارد. پس از انتقال اطلاعات به کامپیوتر، محاسباتی از قبیل گرفتن تبدیل فوریه سریع، نمایش منحنی تغییرات سرعت جریان خون با زمان و محاسبه و نمایش اسپکتروگرام دوبعدی، همگی توسط نرم‌افزار نوشته شده در محیط Visual C++6 انجام می‌پذیرد. برای آزمایش سیستم، یک فانتوم داپلر با کنترل تمام الکترونیکی ساخته شد که از آن می‌توان برای آزمایش و کنترل کیفی سیستم‌های داپلر بالینی دیگر نیز استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی: فراصوت؛ داپلر؛ سرعت‌سنجی خون؛ الگوریتم تبدیل فوریه گسسته؛ اسپکتروگرام دوبعدی

* عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، مجتمع بیمارستانی امام خمینی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی
تلفن: ۰۲۱-۶۶۴۳۹۸۳۱، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۴۳۸۶۳۰، پیام‌نگار: n_hemmati@yahoo.com

۱- مقدمه



شکل ۱- اصل داپلر

طبق آمارهای ارائه شده در سال‌های اخیر، بیماری‌های قلب و عروق حدود ۶۰ درصد مرگ و میر افراد را به خود اختصاص می‌دهند [۱-۳]. با پیشرفت علوم پزشکی، محققان توانسته‌اند به روش‌های نوینی جهت تشخیص و پیشگیری از بیماری‌های قلبی عروقی دست یابند. یکی از روش‌های جدیدی که بدین منظور ابداع گردیده استفاده از سیستم‌های فراصوتی است که جهت بررسی جریان خون و تشخیص آمبولی‌ها و گرفتگی‌های عروق به کار می‌رود. در این تحقیق، طراحی و ساخت یک جریان‌سنج فراصوت داپلری با فرکانس ۲ مگاهرتز، هم‌چنین نتایج به دست آمده از این سیستم برای مونیتورینگ جریان خون و اندازه‌گیری سرعت خون در شریان‌ها و وریدها ارائه شده است. اندازه‌گیری‌های داپلری، اطلاعات کاملی در مورد وجود گرفتگی عروق خونی در اختیار پزشک قرار می‌دهد.

وجود هرگونه انسداد^۱ یا تنگ‌شدگی^۲ در رگ‌ها روی سرعت و فشار جریان خون اثر گذاشته و باعث ایجاد اغتشاش در هر دو پروفایل می‌گردد. با اندازه‌گیری پروفایل سرعت که از محاسبه شیفت فرکانسی حاصل در طیف فرکانسی به دست می‌آید، می‌توان درجه گرفتگی را تعیین کرد.

۱-۱- کاربرد داپلر فراصوت در پزشکی

همان‌طور که در شکل ۱ نمایش داده شده است در روش داپلر، ابتدا یک سیگنال فراصوت به بدن ارسال می‌شود و تغییرات فرکانسی در اثر حرکت هدف، در سیگنال دریافتی مشاهده می‌گردد. شیفت فرکانسی فراصوت از رابطه ۱ به دست می‌آید:

$$f_d = f_t - f_r = \frac{2f_t \times v}{C} \times \cos \theta \quad (1)$$

در این رابطه، f_t و f_r ، فرکانس‌های ارسالی و دریافتی؛ v ، سرعت بازتابنده، C ، سرعت صوت در محیط و θ ، زاویه بین پرتوی فراصوت و جهت حرکت بازتابنده است.

در رابطه ۱، سرعت فراصوت در بافت (C) و فرکانس ارسالی (f_t) معلوم می‌باشند، بنابراین، سرعت بازتابنده از رابطه ۲ به دست می‌آید:

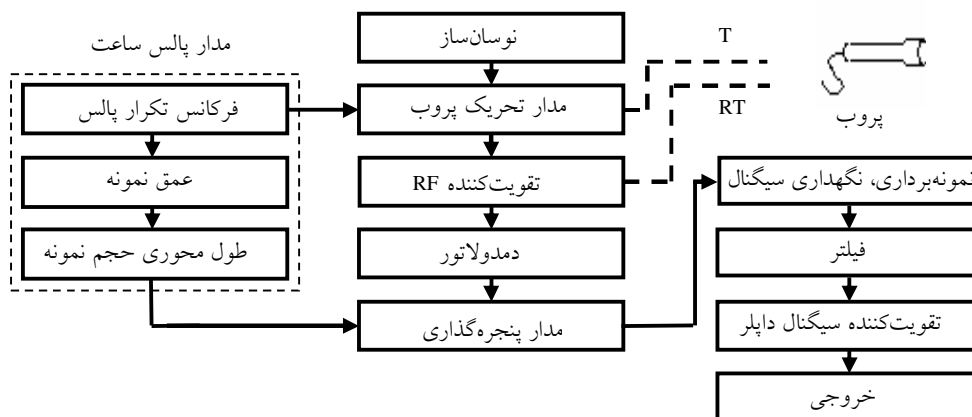
$$v = \frac{k \times f_d}{\cos \theta} \quad (2)$$

از رابطه ۲ برای مونیتور کردن تغییرات سرعت و در صورتی که θ قابل تعیین باشد، برای اندازه‌گیری سرعت مطلق استفاده می‌شود. در عمل برای محاسبه شیفت داپلر، چون در مسیر پرتوی فراصوت چندین بازتابنده متحرک وجود دارد بنابراین، فرکانس شیفت داپلر تک فرکانس نبوده و طیفی از فرکانس‌ها است. برای تفسیر شکل موج داپلر، باید این طیف فرکانسی تحلیل گردد. سیستم‌های اولیه داپلری به صورت موج پیوسته بودند که در این سیستم‌ها، سرعت جریان خون در عمقی خاص، قابل تعیین نبود. خروجی سیستم‌های موج پیوسته معمولاً به صورت سیگنال شنیداری روی بلندگو یا سیگنال ساده پردازش شده در فرکانس متوسط، قابل آشکارسازی است ولی در سیستم‌های داپلر پالسی می‌توان عمق را نیز تعیین کرد.

۲- سیستم‌های داپلر پالسی^۳

سیستم‌های داپلر را که از موج پیوسته استفاده می‌کنند می‌توان تنها برای آشکارسازی سرعت به کار برد، چرا که این سیستم‌ها، قابلیت پیدا کردن عمق را در سیگنال بازگشتی ندارند بنابراین، اگر دو رگ در مسیر فراصوت باشند، سیگنال داپلر به دست آمده ترکیبی از سیگنال‌های هر دو رگ خواهد بود. هم‌چنین تفکیک سرعت‌ها در نقاط مختلف یک رگ و به دست آوردن پروفایل سرعت غیرممکن است. برای غلبه بر این ناکارایی، از سیستم‌های داپلر پالسی استفاده می‌شود.

¹Occlusion²Stenosis³Pulsed Wave Doppler



شکل ۲- بلوک دیاگرام یک سیستم داپلر فراصوت پالسی

۱-۲- شرح مداری

نوسان ساز، فرکانس اصلی را برای مدار تحریک پروب تولید می کند. مدار پالس ساعت، وظیفه همزمانی بین بلوک های مختلف را بر عهده داشته و سیگنال های فرکانس تکرار پالس (PRF⁴) و ورودی به مدار پنجره گذاری⁵ را تولید می کند. در برخی از سیستم ها، فرکانس تکرار پالس توسط کاربر تعیین می گردد ولی در مدل های دیگر PRF به صورت اتوماتیک با انتخاب عمق مورد بررسی، توسط سیستم انتخاب می شود. فرکانس نوسان ساز اصلی در یک شمارنده دیجیتال تقسیم شده و با عبور از مدارات تأخیر، سیگنال های دیجیتال عمق و طول محوری حجم نمونه به دست می آیند. این دو سیگنال به مدار پنجره گذاری اعمال شده تا در عمقی خاص برای مدت زمان مورد نظر از خروجی دمدولاتور، نمونه برداری صورت گیرد. پس از تقویت اکوهای دریافتی در گیرنده، عمل دمدولاسیون یا جداسازی سیگنال شیفت داپلر از روی فرکانس فرستنده انجام می گیرد. سیگنال های خروجی دمدولاتور، سپس با فرکانسی بیش از دو برابر ماکزیمم فرکانس شیفت داپلر (طبق اصل نایکوئیست) نمونه برداری می شوند. لازم به ذکر است در سیستم های داپلر پالسی، فرکانس نمونه برداری، همان فرکانس تکرار پالس است. برای حذف مؤلفه های ناخواسته، خروجی بلوک مدار نمونه برداری و نگهداری سیگنال از یک فیلتر میان گذر عبور داده می شود و پس از تقویت مناسب، سیگنال های جهت دار داپلر برای پردازش و نمایش آماده می باشند [۲، ۴، ۵].

۲-۲- محدودیت تعیین سرعت در سیستم های داپلر پالسی

طبق اصل نایکوئیست، با فرکانسی حداقل دو برابر فرکانس شیفت داپلر از سیگنال تقویت شده نمونه برداری می شود و چون فرکانس نمونه برداری، همان فرکانس تکرار پالس (PRF) است، ماکزیمم فرکانس شیفت داپلر قابل اندازه گیری با فرکانس تکرار پالس طبق رابطه ۳ مرتبط است:

$$f_d(\max) = \frac{PRF}{2} \quad (3)$$

بنابراین، برای محاسبه سرعت های زیاد که فرکانس شیفت داپلر در آنها بالا است، فرکانس تکرار پالس باید بزرگ انتخاب شود. انتخاب فرکانس تکرار پالس بالا، باعث ایجاد محدودیت در عمق قابل نمونه برداری خواهد شد. رابطه بین عمق نمونه برداری و ماکزیمم سرعت قابل اندازه گیری از رابطه ۴ به دست می آید [۴].

$$V_{\max} = \frac{C^2}{8 \times f \times R \times \cos(\phi)} \quad (4)$$

که در آن، R، عمق مورد بررسی و f، فرکانس موج ارسالی است.

۳- سیستم داپلر فراصوت پالسی ساخته شده

بلوک دیاگرام سیستم داپلر پالسی ساخته شده از دو بخش اصلی مدارات آنالوگ و دیجیتال تشکیل شده است. قسمت آنالوگ شامل مدارات بخش فرستنده و مدارات بخش گیرنده می باشد. مدارات فرستنده از اسیلاتور، مدار تولید سیگنال دو مگاهرتز و سیگنال ربع فازی آن و مدار راه انداز فرستنده

⁴ Pulse Repeation Frequency

⁵ Receiver Gating Circuit

ترانسفورماتوری است سیگنال‌های ۲ مگاهرتزی و خروجی مدار کنترل دیجیتال با هم ترکیب شده تا در زمان مناسب و به تعداد انتخاب شده سیگنال‌های ۲ مگاهرتزی به کریستال پیزوالکتریک اعمال شوند.

۳-۳- گیرنده

در طبقه اول مدار گیرنده، یک محدودکننده ولتاژ قرار دارد. این مدار از اشباع مدار تقویت‌کننده اولیه در اثر سیگنال فرستنده جلوگیری می‌کند. تقویت‌کننده اولیه از نوع ترانزیستوری بوده که پاسخ فرکانسی آن توسط اندازه مقاومت و خازن‌ها، هم‌چنین نوع ترانزیستور مورد استفاده تعیین می‌شود. پس از آن، از یک تقویت‌کننده دو طبقه با گین متغیر (^{10}AGC) که تقویت‌کننده‌ای با گین بالا و نویز پایین است استفاده شد. به کمک این طبقه می‌توان سیگنال‌های اکوی فراصوت از خون را که دارای دامنه ضعیفی در حد چند ده میکروولت هستند، تا دامنه قابل قبولی تقویت کرد. بهره تقویت‌کنندگی AGC توسط مدار کنترل دیجیتال تعیین می‌گردد. پس از تقویت سیگنال دریافتی، سیگنال شیف‌ت داپلر باید از سیگنال حامل ۲ مگاهرتزی جدا شود، بدین منظور در طراحی، از یک دمدولاتور ربع فازی (^{11}PQD) شامل ضرب‌کننده، فیلتر پایین‌گذر و تقویت‌کننده [۶] استفاده شده است.

در نهایت، سیگنال شیف‌ت داپلر در زمان‌های مناسب نمونه‌برداری شده و پس از تبدیل در مبدل آنالوگ به دیجیتال، به صورت کدهای باینری به کامپیوتر منتقل می‌شود. زمان نمونه‌برداری و عمق نمونه‌برداری از طریق سیگنال‌های کنترل دیجیتال تنظیم می‌گردند.

۳-۴- مدار کنترل دیجیتال

این مدار وظیفه تولید سیگنال‌های کنترلی را به عهده دارد و باید به شکلی طراحی شود که با اسیلاتور اصلی، همزمان یا سنکرون باشد بدین منظور، فرکانس اسیلاتور اصلی بایستی تقسیم گردد تا سیگنال‌های مورد استفاده تولید شوند. در اینجا لازم است سیگنال‌های کنترلی دیجیتال مورد نیاز

تشکیل گردیده است. مدارات گیرنده مشتمل بر محدودکننده ولتاژ و تقویت‌کننده اولیه، تقویت‌کننده دو طبقه با بهره متغیر (AGC)، مدارات دمدولاتیون (ضرب‌کننده، فیلتر پایین‌گذر و تقویت‌کننده ثانویه) و مدار نمونه‌برداری از سیگنال داپلر است. هم‌چنین مدارات کنترل دیجیتال و مبدل آنالوگ به دیجیتال، تشکیل‌دهنده قسمت دیجیتال سیستم هستند.

۳-۱- طراحی مبدل فراصوت

قطعه پیزوالکتریک استفاده شده از نوع PZT5A سرامیکی ساخت کارخانه Morgan Matroc با فرکانس تشدید دو مگاهرتز می‌باشد. قطر کریستال ۶ میلی‌متر با ضخامت ۹۴۰ میکرومتر است و جنس پوشش^۶ روی آن نقره بود. پس از اتصال سیم‌های انتقال سیگنال الکتریکی، صفحه دیسکی شکل پیزوالکتریک با استفاده از چسب اپوکسی روی یک قطعه PVC سخت چسبانده شد. از قطعات PVC و تفلون با امپدانس آکوستیکی $6/5 \times 10^5 \text{ g/cm}^2/\text{s}$ که امپدانس بین امپدانس قطعه پیزوالکتریک و بافت نرم است به عنوان لایه تطبیق امپدانس^۷ برای کاهش انعکاس فراصوت در مرز دو ماده استفاده گردید. با استفاده از لایه تطبیق امپدانس، انرژی فراصوت انتقالی به بافت از ۱۹٪ به ۳۷٪ مقدار اولیه افزایش می‌یابد. مخلوط ۸۰٪ چسب اپوکسی با ۲۰٪ پودر تنگستن به عنوان ماده پستی^۸ یا لایه میراکننده^۹ به ضخامت ۴ mm در پشت مبدل قرار گرفته است. لایه میراکننده تمامی امواج فراصوت ساطع شده از پشت پیزوالکتریک را جذب می‌کند. کل مجموعه در یک استوانه آلومینیومی به قطر ۱ cm نصب گردید. برای حذف اثر امواج الکترومغناطیسی روی سیگنال الکتریکی دریافتی از سیم شیلددار استفاده شد که پوشش روی آن به زمین مدار آنالوگ متصل گردید.

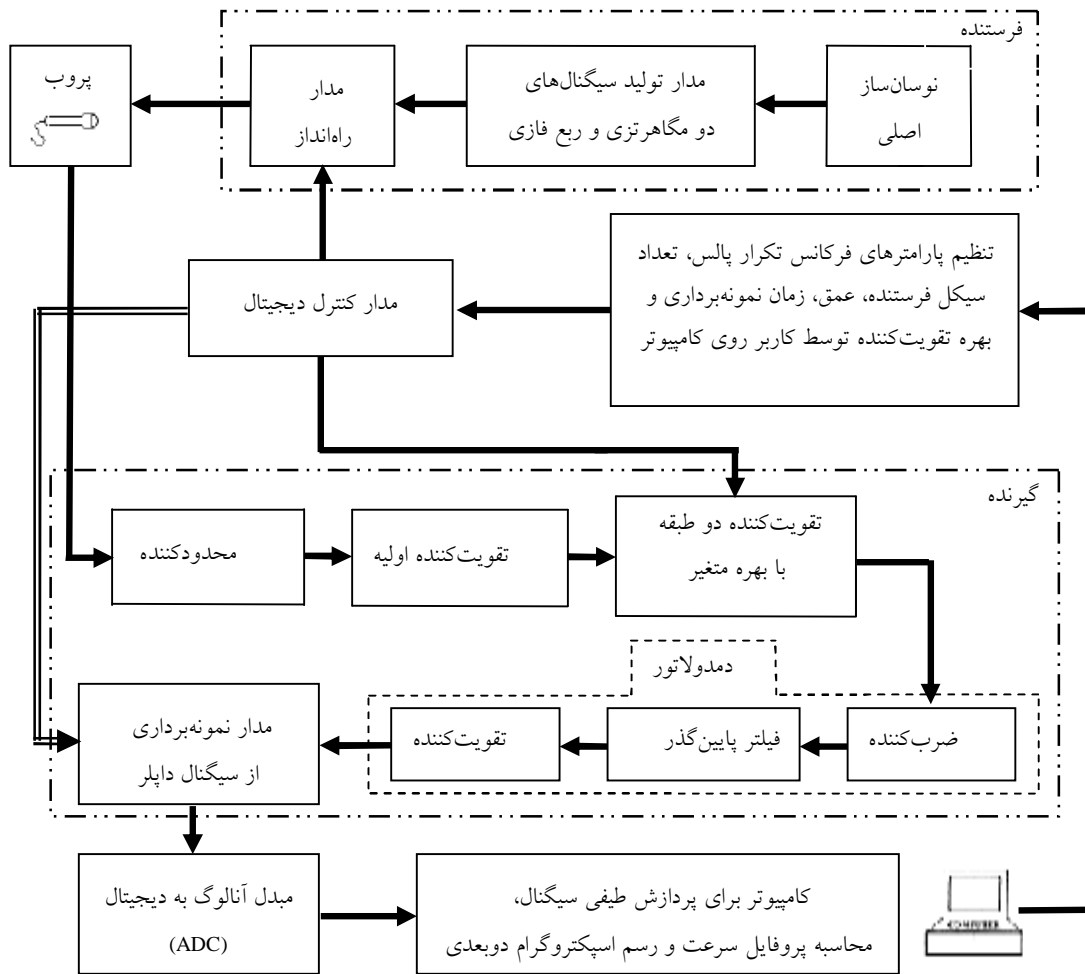
۳-۲- فرستنده

فرکانس نوسان‌ساز اصلی ۸ مگاهرتز در نظر گرفته شد که با استفاده از فلیپ فلاپ‌های نوع D، سیگنال ۲ مگاهرتز اصلی و سیگنالی با همان فرکانس و اختلاف فاز ۹۰ درجه با سیگنال اصلی تولید می‌شوند. سپس در مدار راه‌انداز که یک تقویت‌کننده کلاس D سوئیچینگ ولتاژ با تزویج

⁶Coating
⁹Damping Layer

⁷Matching Layer
¹⁰Automatic Gain Control

⁸Backing Material
¹¹Phase Quadrature Demodulator



شکل ۳- بلوک دیاگرام مدارات آنالوگ و دیجیتال ساخته شده

شناخته شوند.

آزمایش قرار گیرد. ارتباط بین PRF ماکزیمم و سرعت انتشار صوت و عمق ماکزیمم مورد بررسی به صورت رابطه ۵ است:

$$PRF_{\max} = \frac{C}{2R} = \frac{1}{2t} \quad (5)$$

در رابطه ۵، متغیر C، سرعت فراصوت در محیط، R، عمق یا فاصله پروب از سطح پوست تا هدف و t، زمان رفت (یا برگشت) امواج از پروب به بازتابنده (یا بر عکس) می باشد. لازم به ذکر است در شکل ۴، PRP^{12} ، مدت زمان بین پالس اول تا فرستادن پالس دوم بوده و دقیقاً عکس PRF است. همچنین SPL^{13} ، طول مکانی هر پالس است. هر پالس میراثونده قبل از آنکه کاملاً از بین برود با فرکانس f تعداد n نوسان انجام می دهد. اگر فرض شود هر نوسان به اندازه λ گسترش یابد گسترش فضایی کل $n\lambda$ خواهد بود که λ طول موج امواج فراصوت است و بنابراین، $SPL = n\lambda$ می باشد.

۳-۴-۱- سیگنال فرکانس تکرار پالس

سیگنال PRF، یکی از پارامترهای مهم در فراصوت تشخیصی است که نقش مهمی را به ویژه در قدرت تفکیک محوری ایفا می کند.

فرکانس PRF تعداد دفعاتی است که کریستال در یک ثانیه برای مدت کوتاهی تحریک می گردد و واحد آن هرتز است. برای درک بهتر به شکل ۴ توجه شود. هر کدام از پالس های میراثونده از یک سری نوسانات با فرکانس f تشکیل شده اند اما اینکه در یک ثانیه چند عدد از این پالس های میراثونده شلیک شوند دقیقاً اشاره به فرکانس تکرار پالس دارد. واضح است که PRF توسط دو عامل محدود می گردد: یکی سرعت انتشار صوت در محیط و دیگری عمقی که باید مورد

¹² Pulse Repeation Period

¹³ Spatial Pulse Length

می‌شود). یا زاویه θ در رابطه $\Delta f = (2v \times f_0 \times \cos\theta) / C$ افزایش یابد تا شیفت فرکانسی‌ها، مربوط به سرعت‌های بیشتری شوند، مثلاً با افزایش زاویه θ از 30° به 60° با فرض ثابت بودن فرکانس تکرار پالس، محدوده سرعت‌های قابل اندازه‌گیری $\sqrt{3}$ برابر می‌شود.

۳-۴-۳- انتخاب عمق مورد بررسی

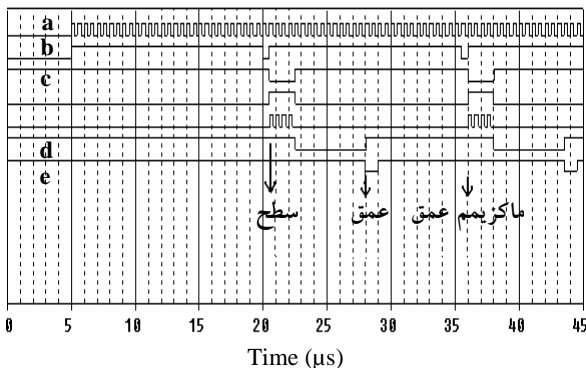
عمقی را تعیین می‌کند که سیگنال اکوی فراصوت از آنجا گرفته می‌شود.

۳-۴-۴- زمان نمونه‌برداری

برای داشتن اطلاعات مربوط به سرعت جریان خون در یک عمق مشخص، بایستی از سیگنال شیفت داپلر به دست آمده با فرکانس مشخصی نمونه‌برداری کرد. زمان نمونه‌برداری در اینجا توسط یک شمارنده قابل برنامه‌ریزی بر حسب میکروثانیه تعیین شده و به بلوک مدار نمونه‌برداری از سیگنال اعمال می‌گردد.

۳-۵- مبدل آنالوگ به دیجیتال

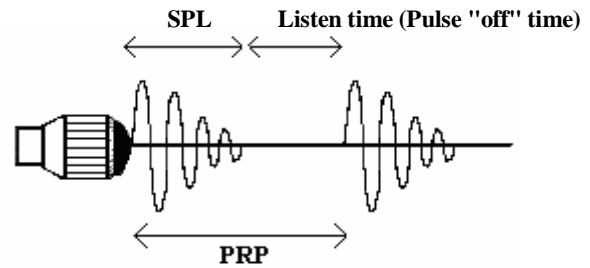
برای انتقال اطلاعات مربوط به سیگنال‌های شیفت داپلر به کامپیوتر و انجام محاسبات و آنالیزهای مختلف روی این شکل موج‌ها مانند گرفتن FFT¹⁴ سیگنال و نمایش دامنه فرکانس‌های مختلف در زمان [۷، ۸]، لازم بود که ابتدا



شکل ۵- دیاگرام زمانی تولید سیگنال‌های کنترلی

a: سیگنال ۲ MHz؛ b: سیگنال PRF؛ c: انتخاب تعداد سیکل‌های

فرستنده؛ d: انتخاب عمق مورد بررسی؛ e: زمان نمونه‌برداری



شکل ۴- ارتباط بین SPL و PRP

برای داشتن قدرت تفکیک بالا، SPL باید کوچک شود که این امر به دو صورت انجام می‌پذیرد:

۱- بالا بردن فرکانس ۲- افزایش میرایی

در حالت اول، چون $C = \lambda f$ بوده و سرعت فراصوت در محیط یک عدد ثابت است با بالا بردن فرکانس، λ کاهش می‌یابد. در مورد دوم بایستی روی ماده پستی مبدل کار شود به طوری که امپدانس آکوستیکی آن به امپدانس آکوستیکی کریستال خیلی نزدیک باشد ولی این مسأله کاهش در شدت و در نتیجه، کاهش حساسیت را به دنبال خواهد داشت.

در سیستم ساخته شده، فرکانس تکرار پالس یا همان PRF بین ۴ تا ۲۵ کیلوهرتز قابل تنظیم توسط کاربر است بنابراین، پریود تکرار پالس بین ۴۰ تا ۲۵۰ میکروثانیه متغیر می‌باشد. با این محدوده PRF می‌توان از عمق‌هایی بین ۳ cm تا ۱۹ cm سیگنال اکوی بازگشتی را ثبت نمود. هم‌چنین طول مکانی هر پالس (SPL) در واحد زمان حدود ۳ میکروثانیه است و ۶ نوسان طول می‌کشد تا پالس اصلی از بین رود.

۳-۴-۲- سیگنال انتخاب تعداد سیکل‌های فرستنده

هر چه عمقی که باید از آن سیگنال داپلر گرفته شود بیشتر باشد باید از تعداد پالس‌های بیشتری در زمان ارسال پالس استفاده شود تا اکوی بازگشتی دارای شدت قابل دریافت باشد، بنابراین، تعداد سیکل‌های فرستنده با فرکانس PRF نسبت معکوس دارد، یعنی با انتخاب PRF کوچک بایستی تعداد سیکل‌ها را زیاده‌تر در نظر گرفت. با کوچک شدن PRF، از شیفت فرکانسی‌های کوچکتری می‌توان نمونه‌برداری کرد و محدوده سرعت‌های قابل اندازه‌گیری محدود می‌شود. برای حل این مشکل باید یا PRF را زیاد کرد (عمق محدود

¹⁴ Fast Fourier Transform

جدول ۱- مشخصات فنی کارت چندعملیاتی مورد استفاده

مشخصه	اندازه
تعداد کانال‌های مبدل آنالوگ به دیجیتال	۱۶ کانال
تعداد بیت‌های خروجی	۱۲ بیت
ماکزیمم فرکانس نمونه‌برداری	۱۰۰ KS/s
تعداد کانال‌های مبدل دیجیتال به آنالوگ	۲ کانال

بدین منظور سیگنال ورودی باید شامل اطلاعات سرعت‌های مختلف بوده و محدوده باند فرکانسی در آن رعایت شده باشد. از این رو، سیگنال با فرکانس نمونه‌برداری مناسب ۱۲۸۰۰ هرتز که تمام شیفت داپلرهای ناشی از سرعت‌های مختلف را شامل می‌شود نمونه‌برداری شده است. برای حذف اثر فرکانس‌های ناخواسته مانند فرکانس‌های پایین (برق شهر و نویزهای حرکت دیواره رگ) هم‌چنین حذف اثر فرکانس‌های بالا مانند (فرکانس نمونه‌برداری و موج حامل) می‌توان ابتدا سیگنال دریافتی را از یک فیلتر دیجیتال عبور داد و سپس سیگنال فیلتر شده را پردازش کرد. منحنی اسپکتروگرام در ظاهر یک منحنی دوبعدی است که حاوی اطلاعات شیفت فرکانسی و زمان است ولی اطلاعات بردار سوم، که همان دامنه نسبی مؤلفه‌های فرکانسی است به صورت کدهای رنگی برای دامنه‌های مختلف، در آن مستتر است.

۵- نمونه خروجی‌های کلینیکی و آزمایش کنترل کیفی دستگاه با استفاده از فانتوم مرجع

۱-۵- آزمایش روی عروق قلب

منحنی پروفایل جریان خون در عروق قلبی، توسط سیستم داپلر پالسی ساخته شده نمایش داده شده است. قبل از هر گونه پردازش روی سیگنال، برای حذف اثر نویزهای موجود از یک فیلتر میان‌گذر Butterworth، نرم‌افزاری با درجه ۲۰ و فرکانس‌های قطع پایین و بالای به ترتیب ۱۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز استفاده شده است. شکل موج به دست آمده از قلب، قبل و بعد از فیلتر، هم‌چنین منحنی‌های چگالی طیف سیگنال (PSD^{15}) در شکل ۶- الف آورده شده‌اند. یک نمونه

سیگنال‌های آنالوگ موجود در خروجی دو کانال مدار نمونه‌برداری به صورت دیجیتال در آمده سپس وارد کامپیوتر شوند. به علاوه، تولید ولتاژهای آنالوگ لازم برای کنترل بهره تقویت‌کننده دو طبقه، هم‌چنین برنامه‌ریزی شمارنده‌ها برای تولید سیگنال‌های کنترلی دیجیتال توسط یک کارت چند عملیاتی (PCI 1710) ساخت شرکت Advantech انجام شد (جدول ۱).

۴- پیاده‌سازی نرم‌افزار و نتایج

محیط Visual C++6 برای پیاده‌سازی نرم‌افزار انتخاب شده است. در نرم‌افزار نوشته شده امکان تبادل داده‌ها با محیط Matlab 6.5 و استفاده از توابع پردازشی محیط جدید وجود دارد. در ابتدای برنامه نوشته شده بر روی صفحه نمایش پنجره‌ای ظاهر می‌شود که کاربر در آن تعدادی ورودی شامل اطلاعات شخصی بیمار، مقادیر سیگنال‌های کنترلی دیجیتال اعم از فرکانس تکرار پالس، تعداد سیکل‌های فرستنده، عمق مورد بررسی، زمان نمونه‌برداری از سیگنال خروجی و بهره تقویت‌کنندگی را وارد می‌کند.

۴-۱- نمایش سیگنال دریافتی و گرفتن تبدیل فوریه گسسته

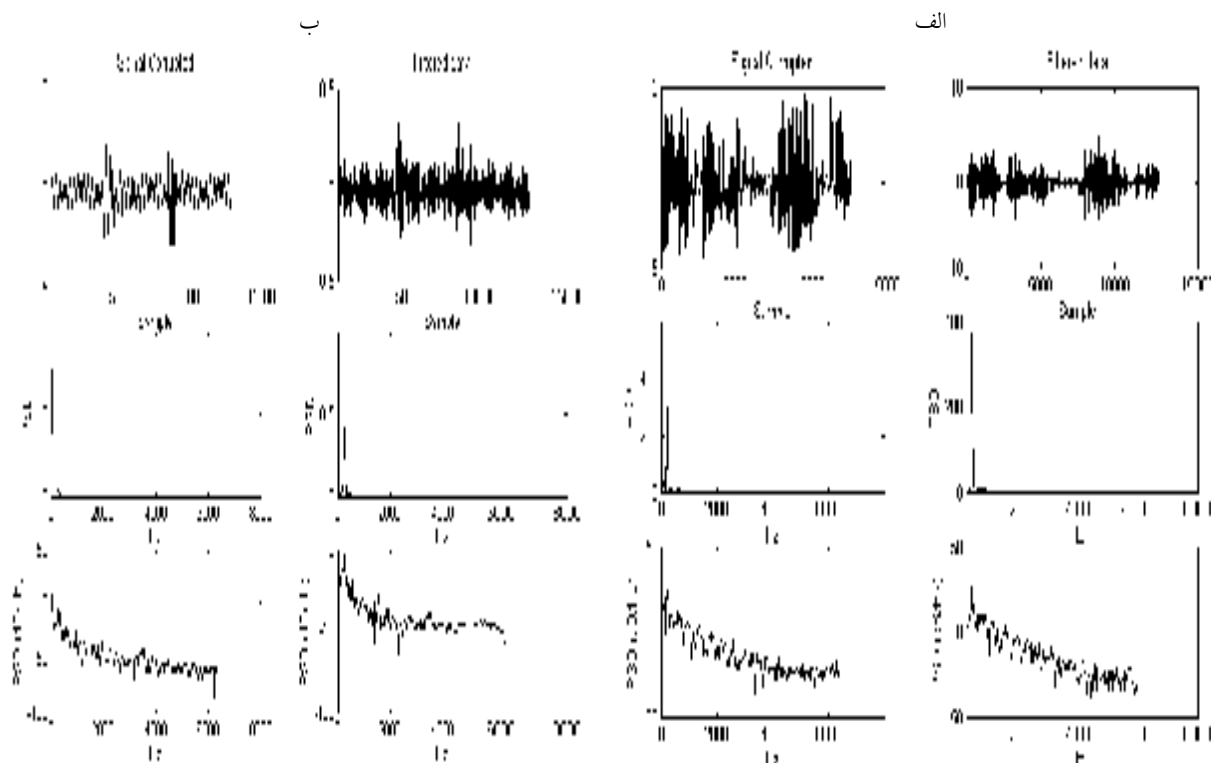
در این قسمت برنامه، منحنی‌های تغییرات دامنه سیگنال شیفت داپلر با زمان، هم‌چنین مؤلفه‌های فرکانسی موجود در این سیگنال نمایش داده می‌شوند.

۴-۲- رسم منحنی اسپکتروگرام دوبعدی با اختصاص کدهای رنگی

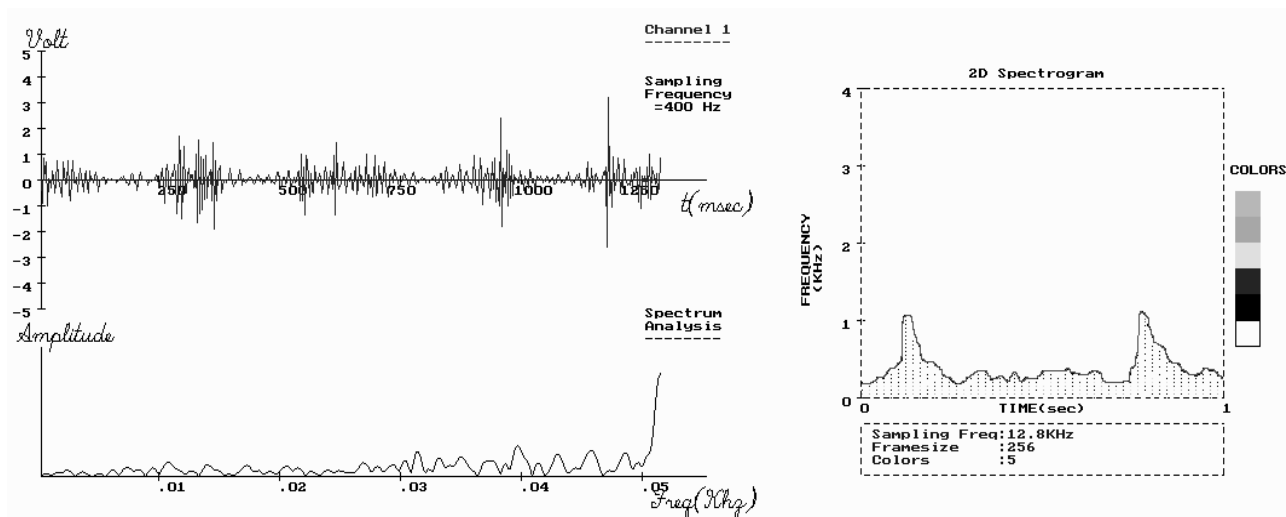
از منحنی‌های دوبعدی اسپکتروگرام برای آنالیز طیفی سیگنال‌های داپلر فراصوت و مشاهده تأثیر پارامترهای مختلف روی طیف فرکانسی سیگنال دریافتی استفاده می‌شود [۹-۱۱]. هدف از آنالیز طیفی عبارت است از:

- ۱- انجام محاسبات تبدیل فوریه و استخراج اطلاعات جدید از روی طیف فرکانسی و محاسبه پارامترهای جریان خون
- ۲- به دست آوردن نمایی از تغییرات پروفایل سرعت جریان خون

¹⁵ Power Spectrum Density



شکل ۶- سیگنال اصلی، سیگنال فیلتر شده و چگالی طیف سیگنال
الف- دریافتی از قلب؛ ب- دریافتی از کاروتید خارجی



شکل ۷- سیگنال قلبی به همراه مؤلفه‌های فرکانسی‌اش و منحنی اسپکتروگرام دوبعدی آن

دست آمده و مؤلفه‌های فوریه آنها به همراه چگالی طیف سیگنال در شکل ۶- ب نشان داده شده‌اند.

سیگنال قلبی به همراه آنالیز طیفی و اسپکتروگرام دوبعدی آن در شکل ۷ مشاهده می‌شود.

۳-۵- فانتوم داپلر تمام الکترونیک با هدف نخعی

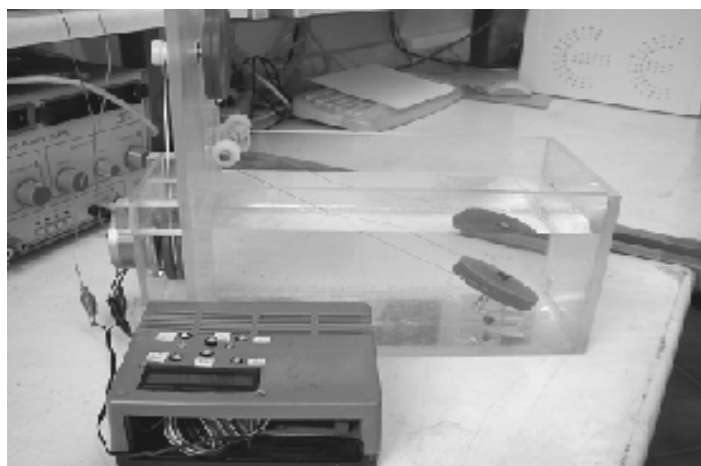
برای آزمایش و کالیبراسیون سیستم داپلر ساخته شده و ثبت نتایج، یک فانتوم تمام الکترونیک با هدف نخعی ساخته شد

۲-۵- آزمایش روی کاروتید خارجی

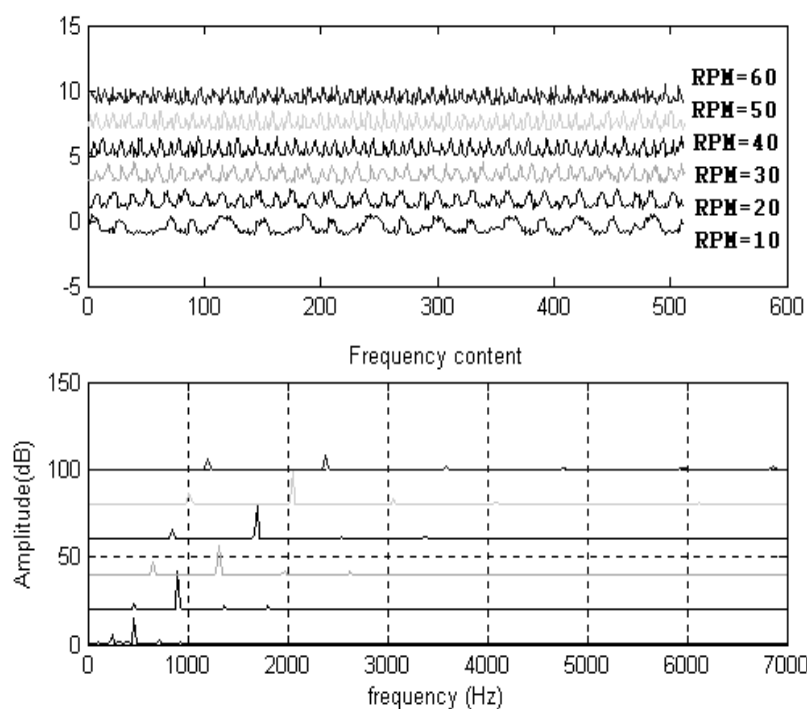
برای سیگنال‌گیری از شریان کاروتید خارجی، پروب به ژل آغشته گردیده و روی گردن قرار گرفت. شکل موج‌های به

از جنس پلکسی گلاس یا فیبر اکریلیک با ضخامت ۸ میلی متر بوده که درون آن از محلول آب - گلیسرین پر شده است. یک گیره نگهدارنده بالای ظرف طوری تنظیم و سوار شده که مبدل را با زاویه مشخص نسبت به نخ قرار دهد. خروجی های به دست آمده از سیستم داپلر پالسی ساخته شده با استفاده از آزمایش دستگاه روی هدف فانتوم قابل کنترل در شکل های ۹، ۱۰ و ۱۱ قابل مشاهده است.

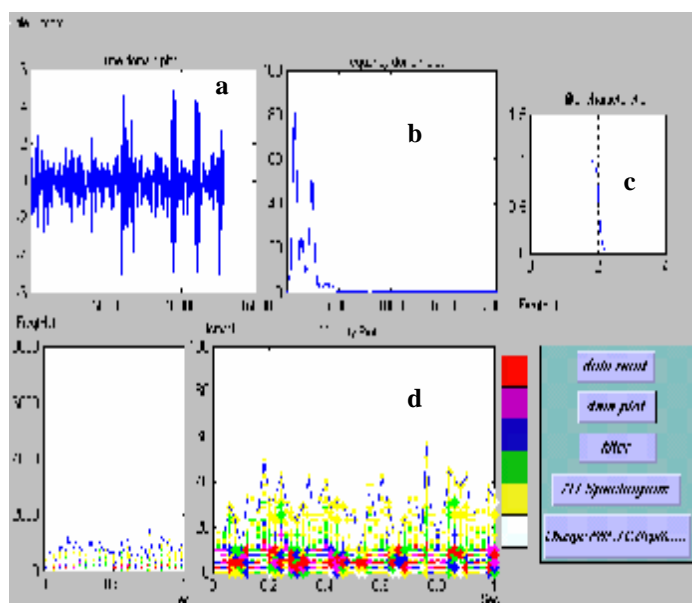
(شکل ۸) [۱۲-۱۵]. هدف، یک حلقه نخ ابریشمی از نوع اتیکون خاص مصارف جراحی است که توسط یک موتور پله ای به دور یک سری قرقره های تفلونی به حرکت در می آید. سرعت حرکت نخ با استفاده از تنظیم دور در ثانیه موتور پله ای به صورت دقیق تنظیم می گردد (دور در دقیقه موتور بر روی یک نمایشگر دیجیتال نمایش داده می شود). ظرفی که نخ در آن حرکت می کند به ابعاد $32 \times 20 \times 16 \text{ cm}^3$



شکل ۸- فانتوم داپلر تمام الکترونیک ساخته شده

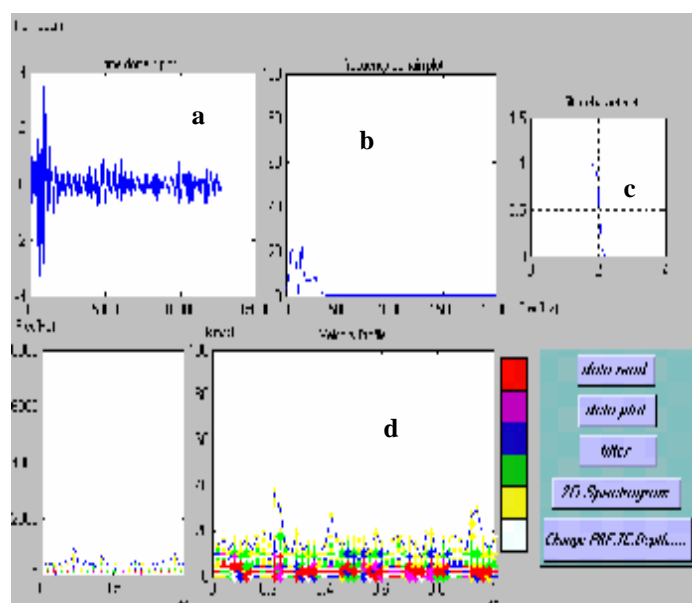


شکل ۹- نمونه خروجی های به دست آمده از فانتوم داپلر



شکل ۱۰- خروجی ثبت شده با سرعت 30 RPM و $\theta = 30^\circ$

a: منحنی‌های دامنه با زمان سیگنال ورودی؛ b: مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال ورودی فیلتر شده؛ c: مشخصه فیلتر؛ d: تغییرات سرعت با زمان



شکل ۱۱- خروجی ثبت شده با سرعت 30 RPM و $\theta = 60^\circ$

a: منحنی‌های دامنه با زمان سیگنال ورودی؛ b: مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال ورودی فیلتر شده؛ c: مشخصه فیلتر؛ d: تغییرات سرعت با زمان

در آزمایشی که نتایج آن در شکل‌های ۱۰ و ۱۱ آمده، اثر تغییر زاویه بین مبدل و مسیر حرکت هدف مورد بررسی قرار گرفته است. شکل ۱۰، سیگنال ثبت شده از فانتوم با سرعت حرکت ثابت، 30 RPM و زاویه بین مبدل و مسیر حرکت هدف 30° درجه را نشان می‌دهد در حالی که در شکل ۱۱، با ثابت بودن سرعت حرکت، این زاویه به 60° درجه افزایش یافته و همان طور که مشاهده می‌شود منحنی

در آزمایشی که نتایج آن در شکل ۹ آمده با ثابت نگاه داشتن زاویه بین مبدل فراصوت و مسیر حرکت هدف نخی و تغییر دادن سرعت حرکت هدف، سعی بر آن بوده تا تغییرات فرکانسی در موج دریافتی توسط گیرنده نشان داده شود. همان طور که در شکل ۹ به وضوح مشاهده می‌شود با افزایش سرعت هدف متحرک، مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال دریافت شده به سمت فرکانس‌های بالاتر میل می‌کنند.

به بخش پزشکی کشور ارائه داد.

سپاسگزاری

از دکتر حمید بهنام و دکتر حمید ابریشمی مقدم به خاطر راهنمایی‌های ارزشمندشان و همچنین از دکتر سعید سرکار رئیس مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی که کمک و مساعدت‌های ایشان منجر به انجام این پروژه در این مرکز گردید کمال امتنان را داریم.

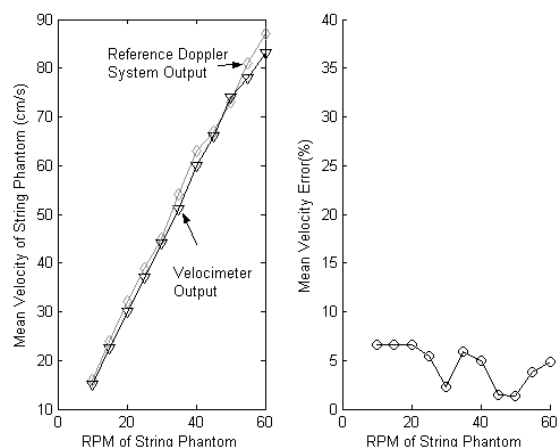
مراجع

- [1] Lunt MJ, Jenkinson DF, Kerr D; Transcranial doppler blood velocity measurement-the effect of changes in velocity profile; *Ultrasound in Med Biol* 2000; 26: 1145-1151.
- [2] Sanchez I, Garcia NF, Fuentes M; Doppler ultrasound blood flow detector; *Journal of the Mexican Society of Instrumentation* 1998; 62-66.
- [3] Von Kruger MA, Evans DH; Doppler ultrasound tracking instrument for monitoring Blood flow velocity; *Ultras in Medic & Biology* 2002; 28: 1499-1508.
- [4] Evans DH, Mcdicken WN, Skidmore R, Woodcock JP; *Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation and Clinical Applications*; John Wiley, Chi Chester; 1989.
- [5] Abolhassani MDJ; *Monitoring of Cerebral Blood Flow in the Infants by Doppler Ultrasound*; PhD Thesis; Imperial College UK 1994.
- [6] Krauss HL, Bostian CW, Raab FH; *Solid State Radio Engineering*; John Wiley & Sons; April 1980.
- [7] Barber DC, Rao U, Sherriff SB, Gardener D; Real-time analysis of Doppler waveforms; *Ultrasonics* 1987; 25: 87-89.
- [8] Svein B, Kjell K; Predictive analog to digital conversion of doppler ultrasound signals; *IEEE Trans on Biomed Eng* 1995; 42: 260-268.
- [9] Fish PJ; Non stationary broadening in pulsed Doppler spectrum measurements; *Ultrasound in Med & Biology* 1991; 17: 147-151.
- [10] Piero T; A tracking FFT processor for pulsed Doppler analysis beyond the nyquist limit; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1989; 36 (2): 232-237.
- [11] Censor D, Newhouse V, Vontz T, Ortega H; Theory of ultrasound doppler-spectra velocimetry for arbitrary beam and flow configurations; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1988; 35 (9): 740-751.
- [12] Hoskins P; Choice of moving target for a string phantom on the performance testing of Doppler ultrasound systems; *Ultrasound in Med Biol* 1994; 20: 781-789.
- [13] Mc Carty K, Locke Dj; Test objects for the assessment of the performance of Doppler shift flow meters; *Physics in Medical Ultrasound*; 1986: 94-106.
- [14] Walker AR, Phillips DJ, Powers JE; Evaluating Doppler devices using a moving string test target; *Journal of Clinical Ultrasound* 1985; 10: 25-30.

[۱۵] نیما همتی؛ طراحی و ساخت یک سیستم داپلر پالسی

فراصوت جهت بررسی عروق مغزی؛ پایان‌نامه کارشناسی

ارشد، دانشگاه صنعتی امیرکبیر؛ تابستان ۱۳۸۲.



الف

ب

شکل ۱۲- سرعت متوسط و درصد خطای محاسبه شده

الف- سرعت متوسط محاسبه شده برای دور موتورهای مختلف توسط

سیستم داپلر ساخته شده و نمونه دستگاه داپلر تجاری؛

ب- درصد خطای محاسبه شده

تغییرات سرعت ثبت شده بر حسب سانتی‌متر بر ثانیه به حدود ۰/۶ مقادیر منحنی تغییرات سرعت در شکل ۱۰ کاهش یافته است.

این دو آزمایش، رابطه ۱ و ارتباط فرکانس شیف داپلر با سرعت و زاویه بین هدف و مبدل را اثبات می‌کند.

در شکل ۱۲، منحنی تغییرات سرعت متوسط ثبت شده (بر حسب cm/s) با RPMهای مختلف روی فانتوم، برای سیستم داپلر پالسی ساخته شده و یک سیستم داپلر تجاری آورده شده است. از این منحنی می‌توان برای بررسی صحت عملکرد دستگاه ساخته شده استفاده کرد. لازم به ذکر است در این دو آزمایش، زاویه مبدل فراصوت و هدف نخی طوری در نظر گرفته شده که در آن $\cos\theta \approx 0/94$ باشد. به علت عدم امکان تنظیم دقیق زاویه نمی‌توان انتظار منحنی‌های یکسانی داشت ولی همان گونه که در هر دو سیستم مشاهده می‌شود با افزایش RPM، سرعت اندازه‌گیری شده نیز افزایش می‌یابد.

۶- نتیجه‌گیری

با انجام این تحقیق، دانش فنی ساخت دستگاه داپلر فراصوت پالسی در کشور فراهم گردید که با انجام فاز نیمه‌صنعتی و اعمال استانداردهای لازم می‌توان نمونه بالینی آن را ساخته و