دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(پلی تکنیک تهران)

دانشکده مهندسی پزشکی

پایان‌نامه کارشناسی ارشد

مهندسی پزشکی- گرایش بیوالکتریک

اندازه گیری سرعت جریان خون با استفاده از روش لیزر داپلر

تهیه کننده:

احمد شالباف

اساتید راهنما:

دکتر فرزاد توحید خواه، دکتر محمد حسن مرادی

۱۳۸۵

بسمه تعالي

شماره:

تاريخ :

معاونت پژوهشي
فرم پروژه تحصيلات تكميلي ۷

فرم اطلاعات پايان نامه
كارشناسي ارشد و دكترا

۱-مشخصات دانشجو

نام و نام خانوادگي: احمد شالباف دانشجوي آزاد ■ بورسيه ☐ معاد ☐

شماره دانشجويي : ۸۲۱۳۳۲۲۵ دانشكده : مهندسي پزشكي رشته تحصيلي :مهندسي پزشكي

نام و نام خانوادگي استاد راهنما : دكتر فرزاد توحيد خواه، دكتر محمد حسن مرادي

عنوان به فارسي : اندازه گيري سرعت جريان خون به روش ليزر داپلر

عنوان به انگليسي : Laser Doppler measurement of Blood fluid Velocity

نوع پروژه: كاربردي ■ بينيادي ☐ توسعه اي ☐ نظري ☐

تاريخ شروع : ۸۳/۱۲/۱۸ **تاريخ خاتمه : ۸۵/٤/۱۷** **تعداد واحد : ۹**

سازمان تأمين كننده اعتبار :

واژه هاي كليد به فارسي : سرعت خون، ليزر داپلر،پهناي باند پردازش،صفر بيولوژيكي،تخمين طيف،ويولت

واژه هاي كليدي به انگليسي :
Blood Velocity,Laser Doppler, Processing bandwidth,Biological Zero,Spectral Estimation,Wavelet

نظرها و پيشنهادها به منظور بهبود فعاليت هاي پژوهشي دانشگاه :

استاد راهنما :

دانشجو :

امضاء استاد راهنما : **تاريخ :**

نسخه ۱ : معاونت پژوهشي
نسخه ۲ : كتابخانه و به انضام دو جلد پايان نامه به منظور تسويه حساب با كتابخانه و مركز اسناد و مدارك علمي

تقدیم به پدر و مادر عزیزم

آنان که وجودم برایشان همه رنج بود و وجودشان برایم همه مهر، توانشان رفت تا به توانایی برسم و مویشان سپید گشت تا رویم سپید بماند. فروغ نگاهشان، گرمی کلامشان و روشنی رویشان سرمایه جاودانه من است. سرو وجودشان همیشه سرسبز و استوار باد.

تشکر و قدردانی

در ابتدا لازم می دانم مراتب تشکر و قدردانی خود را از اساتید ارجمندم جناب آقای دکتر فرزاد توحید خواه و دکتر محمد حسن مرادی ابراز دارم چرا که با سعه صدر و درایت به من راه تحقیق کردن را آموخته و در پیچ و خم این پایان نامه مرا یاری‌گری مشفق بودند.

بی شک انجام این تحقیق بدون یاری عزیزانی غیر ممکن بود که در اینجا لازم است از تمامی این عزیزان نیز تشکر به عمل آید:

مهندس احمدی رئیس بخش ارتباط با صنعت پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران
آقای دکتر کشوری پزشک بیمارستان ساسان
آقای علی احمدی پژوه دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

میزان سرعت خون در بافتهای مختلف بدن انسان نشانگر صحت یا عدم صحت کارکرد اندام‌های مختلف می‌باشد. به همین خاطر روشهای تهاجمی و غیرتهاجمی مختلفی برای اندازه‌گیری آن پیشنهاد شده است. لیزر داپلر روشی غیر تهاجمی برای اندازه‌گیری سرعت خون در بافت است. در این روش پرتو نور لیزر بر روی بافت تابانده می‌شود و در اثر تعامل با گلبولهای قرمز خون، در فرکانس نور تغییری بوجود می‌آید که پس از دریافت و پردازش سیگنال، میزان سرعت خون را نشان می‌دهد. صفر بیولوژیکی، انتخاب نامناسب پهنای باند پردازش سیگنال و تخمین نامناسب از طیف سیگنال، مشکلاتی هستند که مانع بکارگیری وسیع این روش بصورت بالینی است. در این پایان نامه این مشکلات بررسی و نسبت به حل آنها اقدام شده است. برای دستیابی به اطلاعات سرعت خون باید طیف توان سیگنال داپلر را محاسبه کرد. بدین منظور، روشهای تخمین طیف مبتنی برFFT و پارامتری مقایسه و اثرات آنها، در حذف نویزهای موجود و محاسبه دقیقتر سرعت خون بررسی شده است. علاوه بر آن در اندازه‌گیری سرعت خون به روش لیزر داپلر هر چه سرعت خون پایینتر باشد، رنج اصلی فرکانسی سیگنال کمتر می‌باشد. بنابراین برای دستیابی به نسبت سیگنال به نویز بالاتر باید پهنای باند پردازش، متناسب با سرعت خون تغییر کند. لذا روشی ارائه شده است که قادر است رنج فرکانسی اصلی سیگنال را تعیین کرده و به طور تطبیقی پهنای باند پردازش را برای محاسبه الگوریتم تخمین سرعت تنظیم کند. نتایج آزمایشها نشان داد که تنظیم پهنای باند پردازش به طور تطبیقی نسبت به روشهای قبلی که از پهنای باند پردازش ثابت استفاده کرده‌اند، نه تنها مقدار صفر بیولوژیکی را کاهش می‌دهد، بلکه حساسیت و محدوده خطی بودن دستگاه اندازه گیری را نیز افزایش می‌دهد. سپس روشی جدید برای حذف اثر صفر بیولوژیکی بر اساس تحلیل ریاضی حرکت سلولهای خونی ارائه می‌شود. ضمنا بعد از پردازشهای انجام شده و محاسبه سرعت خون سیگنال اندازه‌گیری شده حاصل از روش لیزر داپلر به علت حرکت دیواره رگها که ناشی از مکانیزمهای کنترلی جریان خون می‌باشد، دارای نوساناتی است که در بسیاری از حالات تعیین دقیق پارامترهای سیگنال اندازه‌گیری شده را با مشکل مواجه می‌کند که از جمله مهمترین آنها مطالعه سیگنال پرخونی واکنشی می‌باشد. بدین منظور از ۸ روش مبتنی بر ویولت برای حذف این نوسانات استفاده شده است. برای ارزیابی روشهای ارائه شده از آزمایشات In Vitro به روی یک فانتوم که از لحاظ اپتیکی مشابه با عروق، پوست و بافت بدن انسان می‌باشد، استفاده شده است.

.

فصل اول : مقدمه ۱
۱-۱ مقدمه ۱
۱-۲ اهداف پروژه ٤
۱-۳ رئوس مطالب پایان نامه ٦
فصل دوم: همورئولوژی خون ۸
۲-۱ مقدمه ۸
۲-۲ سیال نیوتنی ۸
۲-۳ سیال غیرنیوتنی ۹
۲-۳-۱ سیالات غیرنیوتنی عمومی ۹
۲-۳-۲ سیالات ویسکوپلاستیک ۱۰
۲-٤ رئولوژی خون ۱۱
۲-٤-۱ اجزای خون ۱۱
۲-٤-۲ ویسکوزیته خون ۱۲
۲-٤-۲-۱ عوامل موثر بر ویسکوزیته ۱۲
۲-۴-۲-۲ تاثیر ویسکوزیته بر جریان خون ۱٤
۲-۵ بررسی جریان لایه‌ای و گردابی در عروق خونی ۱۵
۲-۶ جمع بندی ۱٦
فصل سوم :تئوری و اصول اندازه‌گیری سرعت خون با روش لیزر داپلر ... ۱۷
۳-۱ مقدمه ۱۷
۳-۲ تئوری اندازه‌گیری سرعت خون با روش لیزر داپلر ۱۷
۳-۲-۱ تغییر فرکانس داپلر ۲۰
۳-۲-۲ روش اندازه‌گیری فرکانس ۲۰
۳-۳ تاریخچه دستگاه اندازه‌گیری فلوی خون با استفاده از لیزر داپلر ۲۲

۳-۴ مدل تحلیلی برای روش اندازه‌گیری فلوی خون در بافت با روش لیزر داپلر ۲۳
۳-۵ پردازش سیگنال ۲۵
۳-۶ جمع بندی ۲۷
فصل چهارم: الگاریتمهای پردازشی سیگنال لیزر داپلر ۲۸
٤-۱ مقدمه ۲۸
٤-۲ روشهای مختلف تخمین طیف توان سیگنال لیزر داپلر ۲۹
۴-۲-۱ روشهای غیرپارامتریک ۳۱
۴-۲-۲ تخمین طیف پارامتریک.....۳۲
٤-۲-۱ روشARمبتنی بر کوواریانس اصلاح شده ۳۳
٤-۳ تنظیم پهنای باند پردازش سیگنال سرعت خون به روش لیزر داپلر.....۳٤
٤-۳-۱ تنظیم پهنای باند پردازش به طور تطبیقی.....۳٦
٤-۳-۱-۱ روشهای تطبیق تابع ۳۷
٤-٤ حذف اثر صفر بیولوژیکی ۳۸
٤-٤-۱ روش اول (روش تفریقی).....۳۹
٤-٤-۲ روش جدید ارائه شده ۳۹
٤-۵ استفاده از ویولت در حذف نوسانات سیگنال اندازه‌گیری شده توسط روش لیزر داپلر: ٤۵
۴-۵-۱ دلایل ایجاد نوسانات در سیگنال لیزر داپلر ٤٦
۴-۵-۲ معرفی سیگنال پرخونی واکنشی ٤۷
۴-۵-۳ مفاهیم ویولت.....٤۹
۴-۵-۳-۱ مقدمه.....٤۹
۴-۵-۳-۲ بسط خطی در پردازش سیگنال.....٤۹
۴-۵-۳-۳ تبدیل ویولت.....۵۱

۴-۵-۳-۴ درخت تجزیه تبدیل ویولت ۵۵
۴-۵-۴ بررسی کاهش نویز در حوزه ویولت ۵۶
۴-۵-۴-۱ چهارچوب کلی کاربردهای مبتنی بر ویولت ۵۷
۴-۵-۴-۲ روشهای حذف نویز با استفاده از ویولت ۵۷
٤-۵-٤-۲-۱ روشهای آستانه‌گیری ۵۸
٤-۵-٤-۲-۲ انتخاب حد آستانه ٦۰
٤-۵-٤-۲-۳ کاهش نویزهای غیر ایستا و رنگی با استفاده از بسته ویولت ٦۱
٤-۵-٤-۲-٤ بررسی روشهای مختلف ارائه شده در حذف نویز در حوزه ویولت ٦۲
٤-۶ جمع بندی ٦۲
فصل پنجم : نتایج حاصل از آزمایشات In Vitro ٦٤
۵-۱ مقدمه ٦٤
۵-۲ Set Up آزمایشات In Vitro ٦۵
۵-۳ جدا کردن مقدار سرعت از حاصلضرب سرعت در غلظت گلبولهای قرمز ٦۸
٤-۵ کالیبراسیون ۷۳
۵-٤-۱ خصوصیات فیزیکی polystyrene ۷۳
۵-۵ بررسی روشهای مختلف تخمین طیف توان سیگنال لیزر داپلر ۷٤
۵-۵-۱ شرایط و نحوه اجرای آزمایشها ۷۵
۵-۵-۲ آنالیز اطلاعات ۷۵
۵-۵-۳ نتایج ۷۵
۵-۵-٤ بحث و بررسی نتایج ۸۰
۵-۵-۵ نتیجه گیری ۸۰
۵-۶ تنظیم تطبیقی پهنای باند پردازش سیگنال جریان خون به روش لیزر داپلر ۸۱
۵-۶-۱ شرایط و نحوه اجرای آزمایشها ۸۱

۵-۶-۲ آنالیز اطلاعات: ۸۲
۵-۶-۳ نتایج: ۸۲
۵-۶-٤ بحث و بررسی نتایج ۸۷
۵-۶-۵ نتیجه گیری: ۸۸
۵-۷ روشهای حذف اثر صفر بیولوژیکی ۸۹
۵-۷-۱ شرایط و نحوه اجرای آزمایشها: ۸۹
۵-۷-۲ آنالیز اطلاعات ۹۰
۵-۷-۳ نتایج ۹۰
۵-۷-٤ بحث و بررسی نتایج ۹۸
۵-۷-۵ نتیجه گیری: ۹۸
۵-۸ استفاده از ویولت در حذف نوسانات سیگنال اندازه‌گیری شده توسط روش لیزر داپلر ۹۹
۵-۸-۱ شرایط و نحوه اجرای آزمایشها ۱۰۰
۵-۸-۲ نتایج ۱۰۰
۵-۸-۳ بحث و بررسی نتایج ۱۰٤
۵-۸-۴ نتیجه گیری ۱۰۵
۵-۹ جمع بندی ۱۰٦
فصل هفتم: جمع بندی و پیشنهادات ۱۰۸
۷-۱ جمع بندی ۱۰۸
۷-۲ پیشنهادها ۱۱۱

فصل اول : مقدمه

۱-۱ مقدمه

اندازه‌گیری سرعت خون در بافتهای مختلف بدن انسان می‌تواند نشان دهنده صحت یا عدم صحت کارکرد اندام‌های مختلف باشد. همچنین در امور بالینی توجه خاصی به مشکلات مربوط به تصلب شرایین و یا بیماریهای ناشی از مسدود شدن مسیر خون در شریان‌های مختلف وجود دارد. به همین خاطر روشهای تهاجمی و غیرتهاجمی مختلفی برای این نوع اندازه‌گیری پیشنهاد و بکار رفته است. در این پروژه برای اندازه‌گیری سرعت خون، روش لیزر داپلر بکار رفته و بررسی شده است که متداولترین روش اندازه‌گیری سرعت خون در عروق ریز (در سطح مویرگ) و عروق زیر پوستی و بافتها، است[۲۶،۲۷،۳۲]. این روش در مقایسه با دیگر روشهای اندازه‌گیری جریان در چنین عروقی مانند پلیتیسموگرافی[1]، روشهای حرارتی و روشهای مبتنی بر رادیوایزوتوپها[۲۶] دارای درجه تفکیک زمانی(0.2 ثانیه) و مکانی ($1mm$) بالاتری می‌باشد و همچنین به علت ماهیت غیرتهاجمی آن در اندازه‌گیری‌های طولانی مدت بسیار استفاده می‌شود[۲۶،۳۲]. در این روش پرتو نور لیزر بر روی بافت تابانده می‌شود. در اثر تعامل بخشی از این پرتو با گلبولهای قرمز خون در فرکانس نور تغییری بوجود می‌آید که بعنوان اثر داپلر شناخته می‌شود و پس از دریافت شدن توسط آشکارساز و پردازش سیگنال، میزان سرعت خون عبور کرده از مقابل پرتوی لیزر را نشان می‌دهد.

در سال ۱۹٦٤ یه[2] و کامینز[3] برای اولین بار از نور لیزر برای اندازه‌گیری فلوی سیالها استفاده کردند[۳۲]. نوری که از ذرات موجود در سیال و یا ناخالصی‌های موجود در آن پراکنده می‌شود، تغییر فرکانس می‌یابد که با سرعت سیال متناسب است. آنها موفق شدند با استفاده از این روش سرعت سیالی با جریان لایه‌ای را در نقاط مختلف آن اندازه بگیرند[۳۲]. این روش سریعاً در صنعت مورد استفاده قرار گرفت. به همین علت دستگاههای تجاری که با این روش کار می‌کردند سریعاً ساخته

---

[1] - Plethysmography
[2] -Yeh
[3] -Cummins

شدند. ریوا[1] و همکارانش اولین اندازه‌گیری فلو خون در رگهای شبکیه چشم انسان را در سال ۱۹۷۲ انجام دادند[۳۲]. پس از آن اشترن[2] اولین نمونه از دستگاه اندازه‌گیری لیزر داپلر را طراحی کرد و آن را در مراکز علمی مختلف ارائه کرد که مورد توجه بسیاری از محققان و شرکتهای ساخت دستگاههای پزشکی قرار گرفت. بعد از آن محققان زیادی از روش لیزر داپلر برای اندازه‌گیری سرعت خون در بخشهای مختلف بدن انسان و موجودات زنده دیگر استفاده کرده‌اند. این روش کاربردهای متعددی در کارهای بالینی و تحقیقاتی داشته که می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱-"تشخیص و بررسی میزان گرفتگی عروق ". گرفتگی عروق می‌تواند با استفاده از بررسی تغییرات جریان خون در رگ اصلی، پس از مسدودسازی کنترل شده رگ و رهایش ناگهانی خون در آن (مثلاً به کمک کاف) مورد مطالعه قرار گیرد[۳۹].

۲- "سنجش جریان خون در هنگام تزریق دارو و مطالعه تغییر نسبی جریان پس از این تزریق". در این آزمایش، هدف تغییر نسبی جریان است[۳۲،۳۵].

۳- " اندازه‌گیری تغییر جریان خون در بافت عصبی با توجه به تغییر شرایط محیطی مانند محرکهای عصبی و یا تأثیر استفاده از داروها در نواحی مختلف دستگاه عصبی ". بطور مثال تأثیر درد در جریان خون بافتهای مختلف و همینطور تأثیر ماده بی‌حسی در تغییر جریان خون در بافت عصبی و بافتهای اطراف آن[۲۳].

۴- "بررسی مقدار آسیب دیدگی بافت در سوختگی سطحی و عمقی". بافتهای آسیب دیده در اثر سوختگی شدید، دارای جریان خون متفاوتی بوده، لذا شدت آسیب دیدگی با مقدار جریان قابل تعیین است. بررسی مقدار بهبود بافت نیز قابل بررسی است[۳۹].

۵- "تشخیص وجود بافتهای غیر عادی". بافتهای سرطانی و غدد دارای جریان خون متفاوت با بافتهای مجاور خود هستند. لذا می‌توان با استفاده از این دستگاه، این گونه بافتها را تشخیص داد. همچنین پزشک می‌تواند با استفاده از این دستگاه بر نحوه پیشرفت سرطان یا تغییر ابعاد غده نیز نظارت کرده و اثر رهایش دارو روی این بافتها را مورد بررسی قرار دهد[۳۹].

۶- "سنجش جریان خون بافت پیوندی در جراحی پلاستیک". جراح با استفاده از این دستگاه قادر

---

[1] -Riva
[2] -Stern

خواهد بود، جریانهای مویرگی درون پوست پیوند خورده را بررسی کند. بررسی زمان مناسب جداسازی بافت از محل اولیه و پیوند آن نیز از کاربردهای بالینی این روش است[۳۹].

۷- "بررسی جریان خون در بافتهای درونی مانند بافتهای درون حفره دهان و بینی، سطح معده، قشر مغز و... "[۳۹].

۸- "سنجش مقدار جریان خونی که وارد بافت عضلانی می‌شود". مقدار بازگشت خون وریدی از عضلات در تعیین مقدار استقامت و توانایی عضله در تداوم فعالیت فیزیکی مؤثر است. با اندازه‌گیری مقدار جریان خون در بافت عضلانی قبل و پس از فعالیت عضلانی می‌توان توانایی سیستم خون رسانی به عضله را مورد بررسی قرار داد. از سوی دیگر با استفاده از این روش میزان آسیب دیدگی عضلات و سرعت بهبود آن بررسی می‌شود[۳۹].

۹- "بررسی بیماریهای تنفسی و آلرژی"[۲۹].

۱۰- "بررسی جریان خون در بافت کلیوی در اثر تغییر مواد محرک و یا تزریق دارو در خون، برای اطلاع از نحوه کارکرد کلیه و تشخیص بعضی از بیماریها"[۳۲].

۱۱- "بررسی جریان خون در شبکیه چشم به منظور تشخیص بسیاری از بیماریهای سیستم بینایی از جمله اثر بیماری قند در بینایی و بررسی تغییر ریتمیک جریان خون در مویرگهای شبکیه "[۲۶،۳۲].

۱۲- " بررسی بیماریهای مفاصل مانند التهاب مفاصل"[۳۹].

به علت تضعیف شدت نور لیزر در لایه‌های درمیس و اپی‌درمیس پوست، سیگنال داپلر دریافت شده توسط آشکارساز دارای دامنه بسیار کوچکی است. همچنین سیگنال دریافتی از گلبولهای متحرک قرمز خون نسبت به سیگنال دریافتی از کل بافت بسیار ناچیز می‌باشد. در نتیجه توان سیگنالی که تغییر فرکانس داپلر پیدا کرده است نسبت به توان کل نور تابیده شده به آشکارساز ناچیز است. به همین دلیل برای بدست آوردن سیگنال داپلر باید بتوان نویزهای محیطی و نویزهای تولید شده در سخت‌افزار را کاهش داد و به طور کلی نسبت سیگنال به نویز را بالا برد که این مسئله اهمیت پردازش سیگنال مناسب را پیش از پیش تقویت می‌کند. صفر بیولوژیکی[1]، انتخاب نامناسب پهنای باند پردازش سیگنال و تخمین نامناسب از طیف سیگنال، مشکلاتی هستند که مانع بکارگیری وسیع این روش در کاربردهای

[1] -Biological Zero

بالینی شده است و از مسایل مورد بحث در پردازش سیگنال داپلر می‌باشند که در این تحقیق به بررسی و نسبت به حل آنها اقدام شده است. ضمنا در بسیاری از دستگاههای موجود لیزر داپلر که در حال حاضر در مراکز درمانی و تحقیقاتی استفاده می‌شود از حاصل ضرب سرعت در غلظت به عنوان نشانه‌ای از فلو خون استفاده می‌کنند. با توجه به اینکه دانستن مقدار سرعت و غلظت به طور مستقل در بسیاری از موارد می‌تواند سودمند باشد و اطلاعات مفیدی از عملکرد اندام مختلف ارائه دهد، در این پروژه مقدار سرعت و غلظت به طور مستقل محاسبه شده و به عنوان سیگنال خروجی در دستگاه لیزر داپلر استفاده می‌شود.

۱-۲ اهداف پروژه

برای محاسبه سرعت خون به روش لیزر داپلر باید طیف توان سیگنال لیزر داپلر را محاسبه کرد. روشهای قبلی غالبا از روشهای مبتنی بر FFT برای تخمین طیف سیگنال داپلر استفاده کرده‌اند[۱۴،۱۵،۲۵،۲۶،۲۷،۳۲] که بدلیل داشتن یک مدت زمان خاص از سیگنال وخاصیت ایستا نبودن کامل آن رزولوشن فرکانسی خوبی ایجاد نمی‌شود. ولی روشهای تخمین طیف پارامتریک از خصوصیات بهتری برخوردار هستند، به طوری که با بدست آوردن مدل خوبی از سیگنال می‌توان تخمین طیف دقیقتری از سیگنال بدست آورد. بدین منظور به اجرا و شبیه سازی روشهای مختلف تخمین طیف سیگنال داپلر از جمله روشهای مبتنی بر FFT و روشهای پارامتری تخمین طیف پرداخته و اثرات آن، در حذف نویزهای موجود و بدست آوردن دقیقتر مقدار سرعت خون با استفاده از آزمایشات In Vitro بررسی شده است.

یکی دیگر از مشکلات پردازش سیگنال لیزر داپلر، انتخاب نامناسب پهنای باند پردازش سیگنال می‌باشد. مطالعات جدید نشان می‌دهد که انتخاب مناسب پهنای باند پردازش در به کار گیری الگوریتم محاسبه سرعت خون، به طور قابل توجهی در دقت اندازه‌گیری این روش تاثیر گذار می‌باشد. به طوری که محدوده و میزان خطی بودن پاسخ الگوریتم نسبت به سرعت خون به فرکانس قطع بالای پهنای باند پردازش بستگی دارد[۱۱،۲۵]. همچنین خروجی دستگاه در سرعت صفر، که صفر بیولوژیکی نامیده می‌شود به طور قابل توجهی به پهنای باند پردازش بستگی دارد[۱۱]. به طور کلی در اندازه‌گیری سرعت خون به روش لیزر داپلر هر چه سرعت خون پایینتر باشد، رنج فرکانسی اصلی سیگنال کمتر می‌باشد. بدین منظور پهنای باند پردازش باید متناسب با سرعت خون تغییر کند. لذا روشی ارائه می‌گردد که قادر است رنج فرکانسی اصلی سیگنال را تعیین کرده و به طور تطبیقی پهنای

باند پردازش را برای محاسبه الگوریتم ممان اول طیف توان برای تخمین سرعت تنظیم کند. سپس با استفاده از آزمایشات In Vitro نتایج حاصل از این روش را با روشهای قبلی که از پهنای باند ثابت استفاده کرده‌اند، مقایسه شده است.

در اندازه‌گیری سرعت خون با روش لیزر داپلر این مشکل وجود دارد که به هنگام بسته بودن کامل مسیر شریانی و ساکن بودن خون که در واقع سرعت خون برابر صفر است باز هم سیگنال داپلر در خروجی دستگاه مشاهده می‌شود. این سیگنال که در اثر حرکت تصادفی و سرگردانی سلولهای خونی بدست می‌آید و هیچ ربطی به سرعت واقعی خون ندارد، صفر بیولوژیکی نامیده می‌شود. چون این حرکت تصادفی سلولهای خونی تحت شرایط نرمال اندازه‌گیری نیز وجود دارد، اندازه‌گیری مخصوصا در سرعتهای پایین دچار خطا می‌شود[۳۸]. بدین منظور برای حذف اثر صفر بیولوژیکی، رابطه‌ای جدید بر اساس تحلیل ریاضی حرکت سلولهای خونی برای بدست آوردن سرعت واقعی خون از مقدار اندازه‌گیری شده در حالت طبیعی ارائه می‌شود و با استفاده از آزمایشات In Vitro، نتایج حاصل از این روش را با روش تفریقی[۱۴،۲۶،۲۷،۳۲] که قبلا استفاده می‌شده، مقایسه شده و نشان داده می‌شود که روش جدید تخمین بهتری از سرعت خون را نسبت به روش تفریقی ارائه می‌دهد.

به علت حرکت و نوسانات دیواره رگها که ناشی از مکانیزم‌های کنترلی جریان خون می‌باشد، نوسانات مختلفی در سیگنال اندازه‌گیری شده حاصل از روش لیزر داپلر بعد از پردازشهای انجام شده و محاسبه سرعت خون مشاهده می‌شود که این نوسانات در بسیاری از حالت، از جمله مطالعه سیگنال پرخونی واکنشی[1]، تعیین دقیق پارامترهای سیگنال اندازه‌گیری شده را با مشکل مواجه می‌کند. در سیگنال پرخونی واکنشی تعیین دقیق مقدار پیک فلو[2] و زمان رسیدن تا پیک فلو[3] یکی از علائم مشخصه بسیار مهم برای تشخیص امراض انسدادی عروق محیطی می‌باشد که به علت نوسانات موجود در سیگنال، تعیین دقیق این پارامترها مشکل می‌باشد. بدین منظور از ۸ روش مبتنی بر ویولت برای حذف این نوسانات استفاده شده است که این روشها بر آستانه‌گیری ضرایب ویولت تکیه دارند.

[1] -Reactive Hyperemia
[2] -Peak Flow(pLDF)
[3] -Ttime to Peak Flow(tpLDF)

به طور کلی هدفهایی که در این پایان نامه دنبال می‌شود عبارتند از :

- **محاسبه مقدار سرعت خون و غلظت گلبولهای قرمز**
- **حذف اثر صفر بیولوژیکی**
- **بهبود اندازه‌گیری جریان خون با استفاده از روش تطبیقی تنظیم پهنای باند**
- **مقایسه روشهای تخمین طیف مبتنی بر FFT و روشهای پارامتریک برای تخمین مقدار سرعت خون**
- **حذف نوسانات سیگنال اندازه‌گیری شده توسط روش لیزر داپلر (از جمله سیگنال پرخونی واکنشی)**

۱-۳ رئوس مطالب پایان نامه

همورئولوژی[1] خون که همان مطالعه و بررسی خواص جریان خون است، در فصل دوم بررسی می‌شود. در این فصل انواع سیالات نیوتنی و غیرنیوتنی و مدلهای ساختاری مناسب برای مشخصات غیرنیوتنی خون مرور می‌شوند. علاوه بر آن رئولوژی خون و همچنین تاثیر ویسکوزیته بر جریان خون و نیز جریانهای لایه‌ای و گردابی در عروق خونی بررسی می‌شود. در فصل سوم تئوری و اصول اندازه‌گیری سرعت خون با روش لیزر داپلر توضیح داده می‌شود. سپس یک مدل تحلیلی برای روش اندازه‌گیری فلوی خون در بافت با روش لیزر داپلر که ارتباط بین متوسط مربعات سرعت گلبولهای قرمز، پارامترهای خون و دستگاه اندازه‌گیری و میزان پراکندگی چندگانه در بافت را با ممان اول طیف توان بیان می‌کند، شرح داده می‌شود. در ادامه الگوریتمی بیان می‌شود که با استفاده از آن بتوان رابطه‌ای خطی بین سرعت خون و شیفت داپلر فرکانس نور پیدا کرد. در فصل چهارم به بررسی مشکلات و روشهای جدید ارائه شده در پردازش سیگنال لیزر داپلر به صورت تئوری پرداخته می‌شود. در این فصل در ابتدا الگوریتمهای روشهای مختلف تخمین طیف سیگنال لیزر داپلر شامل روشهای مبتنی بر FFT و روشهای پارامتریک از جمله AR توضیح داده می‌شود. در ادامه روشی ارائه می‌شود که به طور تطبیقی رنج فرکانسی اصلی سیگنال لیزر داپلر را تعیین می‌کند. در بخش چهارم فصل مذکور نیز روش

[1] - Hemorheology

جدیدی برای حذف اثر صفر بیولوژیکی ارائه می‌گردد و در انتها روشهای حذف نویز با ویولت را که در این پروژه استفاده شده، بیان می‌شود. در فصل پنجم با استفاده از آزمایشات In Vitro بر روی یک فانتوم که از لحاظ اپتیکی مشابه با عروق، پوست و بافت بدن انسان است، به ارزیابی و مقایسه نتایج حاصل از روشهای جدید ارائه شده در پردازش سیگنال داپلر با روشهای قبلی پرداخته می‌شود. در ابتدای این فصل Set Up آزمایشات In Vitro و طریقه انجام این آزمایشات توضیح داده می‌شود. سپس طریقه و نتایج حاصل از بدست آوردن مقدار سرعت خون شرح داده و سپس نحوه کالیبره کردن دستگاه لیزر داپلر ذکر می‌گردد. در ادامه نتایج و تاثیر روشهای مختلف تخمین طیف توان از جمله روش AR را بر روی پاسخ الگوریتم ممان اول طیف توان نسبت به سرعت خون بیان شده و سپس نشان داده می‌شود که تنظیم تطبیقی پهنای باند پردازش به طور قابل توجهی در دقت اندازه‌گیری سرعت خون به روش لیزر داپلر موثر است. سپس به بررسی نتایج روشهای مختلف حذف صفر بیولوژیکی پرداخته و نشان داده می‌شود که روش جدید ارائه شده که با یک مفهوم جدید و مهم به نام تجزیه حرکت گلوبولهای قرمز خون آغاز شده است، باعث دقت بیشتر اندازه‌گیری سرعت خون می‌گردد. و در انتها نتایج بدست آمده از روشهای مختلف حذف نویز با ویولت بر روی سیگنال پرخونی واکنشی بیان شده و نتایج روشهای مختلف بررسی می‌شود.

فصل دوم: هموررئولوژی خون

۲-۱ مقدمه

هموررئولوژی[1] مطالعه و بررسی خواص جریان خون است. هموررئولوژی، در تحقیقات پزشکی و مهندسی پزشکی توجه بسیاری را به سمت خود جلب کرده است. در این فصل پس از تعریف سیالات نیوتنی و غیرنیوتنی، مدلهای ساختاری سیالات غیرنیوتنی که در بررسی رئولوژی خون مناسب هستند، مرور می‌شوند. سپس به بررسی خواص رئولوژی خون که شامل ویسکوزیته توده خون، ویسکوزیته پلاسما، هماتوکریت، شکل پذیری و انباشتگی سلولهای قرمز است، پرداخته می‌شود. همچنین تاثیر ویسکوزیته بر جریان خون بررسی شده و در انتها جریان لایه‌ای و گردابی در عروق خونی شرح داده می‌شود.

۲-۲ سیال نیوتنی

سیالاتی مانند آب، هوا، اتانول، سیالات نیوتنی هستند. اگر برای این سیالات مقادیر تنش برشی[2] نسبت به نرخ برش[3] در یک دمای معین ترسیم شود، یک خط راست با شیب ثابت، مستقل از نرخ برش بدست می‌آید (شکل ۲-۱). شیب این خط را ویسکوزیته سیال می‌نامند. ساده ترین معادله برای این سیالات بصورت زیر است[۵]:

$$\tau = \mu\dot{\gamma} \qquad (۱-۲)$$

μ ویسکوزیته، τ تنش برشی (بر حسب Pa) و $\dot{\gamma}$ نرخ برش یا نرخ کرنش (s^{-1}) می‌باشد.

---

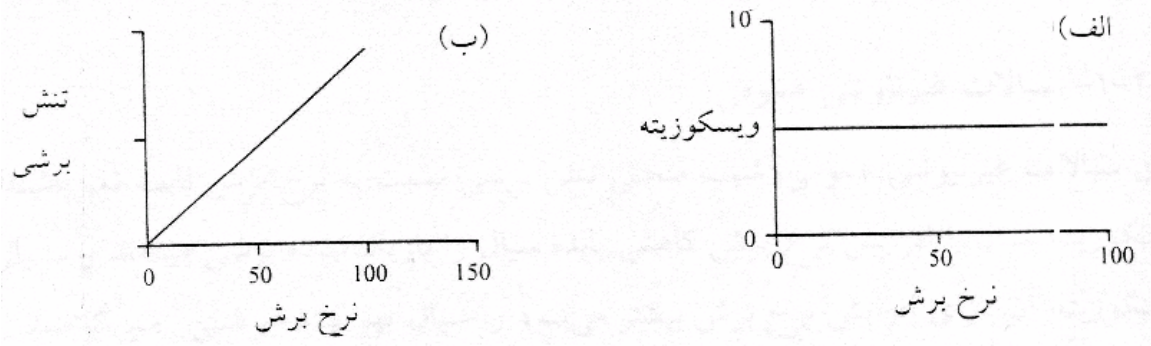
[1] - Hemorheology

[2] - Shear Stress

۲- نیروی مماسی در واحد سطح که برای جریان یافتن و تولید برش بر سیال اعمال شده است را تنش برشی می‌گویند.

[3] - Shear Rate

۳- گرادیان سرعت بین لایه ها (اختلاف سرعت تقسیم بر فاصله بین لایه ها) نرخ برش می‌باشد.



شکل ۲-۱ منحنی جریان یک سیال نیوتنی: الف- ویسکوزیته نسبت به نرخ برش. ب- تنش برشی نسبت به نرخ برش[۵]

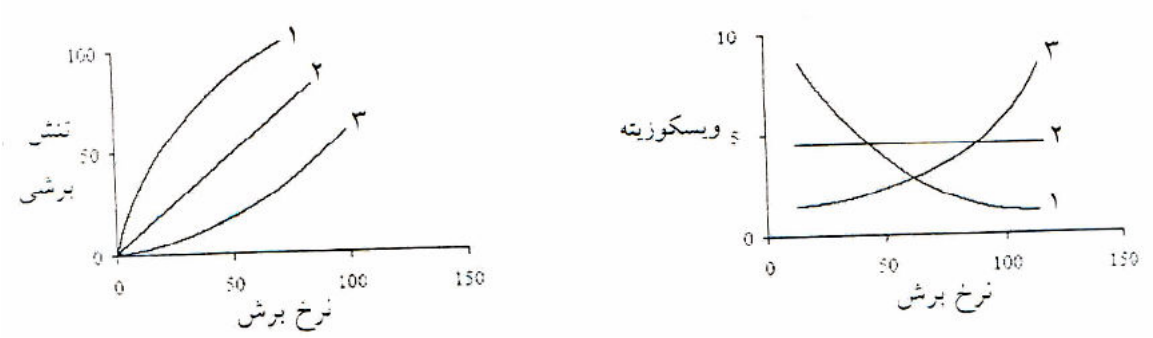
۲-۳ سیال غیرنیوتنی

هر سیالی که از رابطه نیوتن بین تنش و نرخ برش تبعیت نکند، سیال غیرنیوتنی است. به عبارت دیگر روابط سیالات غیرنیوتنی به صورتی است که شیب منحنی تنش برشی نسبت به نرخ برش ثابت نیست[۵]. اغلب محلولهای پلیمری با وزن بالا، سوسپانسیون ذرات ریز و مشابه آنها، سیال غیرنیوتنی هستند.

۲-۳-۱ سیالات غیرنیوتنی عمومی

برای سیالات غیرنیوتنی عمومی، شیب منحنی تنش برشی نسبت به نرخ برش ثابت نمی‌باشد. اگر ویسکوزیته سیال با افزایش نرخ برش کاهش یابد، سیال را باریک کننده برشی[۱] و سیالی که ویسکوزیته آن به ازای افزایش نرخ برش بیشتر می‌شود را سیال پهن کننده برشی[۲] می‌نامند. مدلهای مختلفی برای نمایش این رفتار ارائه شده است که از آن جمله مدل پاورلا[۳] و مدل کراس[۴] می‌باشد[۳،۵،۶].

[1] - Shear Thinning
[2] - Shear Thickening
[3] - Power law
[4] - Cross



شکل ۲-۲ منحنی سیالات پاورلا: ۱- سیال باریک کننده برشی $n\langle 1$ ۲- سیال نیوتنی $n=1$ ۳- سیال پهن کننده برشی $n\langle 1$[۳]

۲-۳-۲ سیالات ویسکوپلاستیک[1]

دسته مهمی از سیالات غیرنیوتنی سیالات ویسکوپلاستیک هستند. آنها در مقابل اعمال تنش برشی کم، جریانی ندارند. جهت جاری شدن، مقدار تنش برشی بایستی از یک مقدار آستانه به نام تنش تسلیم بیشتر شود. خون در این دسته از سیالات قرار می‌گیرد. مدل بیل منگهام[2] برای این گونه سیالات ارائه شده، که بصورت زیر است[۳]:

$$\tau = m_B \dot{\gamma} + \tau_y \qquad when \qquad \tau \geq \tau_y$$

$$\dot{\gamma} = 0 \qquad when \qquad \tau \leq \tau_y \qquad (۲-۲)$$

τ تنش برشی، $\dot{\gamma}$ نرخ برش، m_B ویسکوزیته و τ_y ثابت تنش تسلیم است.

مدل دیگری که هم‌خوانی بیشتری با رفتار خون دارد، مدل کیسون[3] می‌باشد[۳،۶].

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_y} + \sqrt{k}\sqrt{\dot{\gamma}} \qquad when \qquad \tau \geq \tau_y$$

$$\dot{\gamma} = 0 \qquad when \qquad \tau \leq \tau_y \qquad (۲-۳)$$

k ثابت کیسون است.

مدل دیگر که می‌تواند مانند مدل کیسون رفتار خون را به خوبی نشان دهد، مدل هرشل- بارکلی[4]

---

[1] - Viscoplastic
[2] - Bingham Plastic
[3] - Casson
[4] - Herschel - Bulkley

است که تعمیم یافته مدل پاورلا می‌باشد[۳].

پس از این مقدمه به بررسی مشخصات سیالاتی خون پرداخته می‌شود.

۲-٤ رئولوژی خون

رئولوژی مطالعه آن دسته از خواص ماده است که حاکم بر روابط بین تنش و کرنش می‌باشد. به عبارت ساده‌تر رئولوژی علم تغییر شکل و جریان ماده است و شاخه‌ای از فیزیک است که در مورد مکانیک اجسام شکل پذیر بحث می‌نماید.

۲-٤-۱ اجزای خون

خون از دو بخش پلاسما و ذرات معلق در آن تشکیل شده است. پلاسما که قسمت اصلی آن را آب تشکیل می‌دهد، رفتار یک سیال نیوتنی را دارد. ولی ذرات معلق موجود در پلاسما باعث خواص غیرنیوتنی در آن می‌گردد[۶]. این ذرات در حقیقت همان گلوبولهای قرمز و سفید و پلاکتها هستند. پلاسما خود یک محلول آبکی الکترولیتی است که ۹۰٪ حجمی آن را آب تشکیل می‌دهد و در آن مواد آلی مشابه پروتئین ها و مواد انتقالی از قبیل گلوکز و اوره یافت می‌شود. این پروتئین‌ها شامل فیبروژن، گلوبولین، آلبومین، لیپوپروتئین و لیپوآلبومین هستند. سه پروتئین اول به ترتیب ۵۰ و ۴۵ و ۵ درصد حجمی پروتئینهای پلاسما را تشکیل می‌دهند و دو پروتئین آخر درصد بسیار ناچیزی را شامل می‌شوند[۱۷]. تعداد پلاکتها بسیار زیاد است اما اندازه آنها بسیار کوچک می‌باشد. به دلیل اندازه بسیار کوچکی که پلاکتها دارند، در جریان خون نقش مهمی را ایفا نمی‌کنند و در بسیاری از موارد نقش آنها صرفنظر می‌شود. مهمترین وظیفه پلاکتها انعقاد خون می‌باشد. کار WBC[1] ها بیشتر محافظت از بدن و جنگ با میکروبها است. وظیفه گلوبولهای قرمز RBC[2]، انتقال اکسیژن از ریه به سلولها و انتقال دی‌اکسید کربن از سلولهای مختلف بدن به خارج از بدن است[۱۷]. RBC یک غشاء انعطاف پذیر دارد که در داخل آن محلول هموگلوبین قرار دارد. ویسکوزیته هموگلوبین ۵ برابر آب است[۶]. از آنجا که RBC مهمترین نقش را در خواص فیزیکی خون ایفا می‌کند، دانستن درصد حجمی آن در خون بسیار مهم است. این درصد را با هماتوکریت[3] نشان می‌دهند. که مقدار نرمال آن برای یک انسان بین ۴۲ تا ۴۵ درصد می‌باشد[۱۷].

---

[1] -White Blood Cells
[2] -Red Blood Cells
[3] -Hematocrit (Hct)